

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

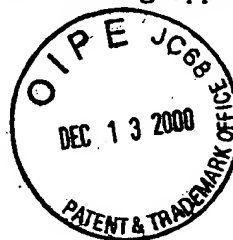
2000年10月25日

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-325269

出 願 人
Applicant(s):

富士通株式会社

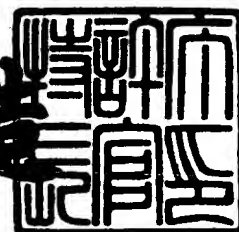


CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2000年12月 1日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3098293

【書類名】 特許願

【整理番号】 0095270

【提出日】 平成12年10月25日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 H04N 1/413

【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、および画像処理プログラム記憶媒体

【請求項の数】 10

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

【氏名】 山中 隆敏

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

【氏名】 村尾 晃平

【特許出願人】

【識別番号】 000005223

【氏名又は名称】 富士通株式会社

【代理人】

【識別番号】 100094330

【弁理士】

【氏名又は名称】 山田 正紀

【選任した代理人】

【識別番号】 100109689

【弁理士】

【氏名又は名称】 三上 結

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 平成11年特許願第329571号

【出願日】 平成11年11月19日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 017961

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9912909

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、および画像処理プログラム記憶媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線画像に画像処理を施す画像処理装置において、
放射線画像を得るときの撮影機種および撮影部位に応じた、放射線画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、
放射線画像と、該放射線画像を得たときの撮影機種および撮影部位とを取得するデータ取得部、および
前記データ取得部で得た撮影機種および撮影部位と同一の撮影機種および撮影部位に対応する画像処理条件を前記画像処理条件記憶部から読み出して、前記データ取得部で得た放射線画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】 医用画像に画像処理を施す画像処理装置において、
医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、
医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部、および
前記データ取得部で得た撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件を前記画像処理条件記憶部から読み出して、前記データ取得部で得た医用画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】 前記画像処理条件を、操作に応じて、追加、変更、および削除する画像処理条件操作部を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の画像処理装置。

【請求項 4】 前記画像処理部で画像処理の施された医用画像を表示する画像表示部を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の画像処理装置。

【請求項 5】 前記画像表示部に表示された医用画像上に、所望の関心領域を、操作に応じて指定する関心領域指定部を備え、

前記画像表示部は、医用画像を、前記関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を下げて表示するものであることを特徴とする請求項 4 記載の画像処理装置。

【請求項 6】 前記関心領域指定部は、操作に応じて、前記画像表示部に表示された医用画像上に所望の関心領域を指定するとともに該関心領域以外の領域の輝度の低下の程度を表わす係数を指定するものであって、

前記画像表示部は、医用画像を、前記関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を該関心領域指定部で指定された係数に応じた輝度にまで下げて表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の画像処理装置。

【請求項 7】 1 つの医用画像に表われた複数の部位の位置を認識する部位認識部を備え、

前記画像処理部は、前記関心領域指定部で指定された関心領域に、前記部位認識部で認識された部位のうちの該関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理を施すものであることを特徴とする請求項 5 記載の画像処理装置。

【請求項 8】 前記画像表示部に表示された医用画像上に関心領域を設定して該関心領域を所定方向に移動させるスキャニング処理を、操作に応じて指定するスキャニング処理指定部を備え、

前記画像表示部は、前記スキャニング処理指定部によるスキャニング処理の指定に応じて、関心領域が順次移動した、該関心領域を除く領域の輝度が低下した医用画像を表示するものであることを特徴とする請求項 4 記載の画像処理装置。

【請求項 9】 医用画像に画像処理を施す画像処理方法において、

医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておき、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得して、取得した医用画像に、取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すことを特徴とする医用画像処理方法。

【請求項 10】 コンピュータシステムを、医用画像に画像処理を施す画像

処理装置として動作させるためのプログラムを記憶した画像処理プログラム記憶媒体において、

前記画像処理プログラムが、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部と、

前記データ取得部で取得した医用画像に、該データ取得部で取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部とを有するものであることを特徴とする画像処理プログラム記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療分野においてデジタルデータで表わされる医用画像を画像処理する画像処理装置および画像処理方法、およびコンピュータシステムをそのような画像処理装置として動作させるための画像処理プログラムを記憶した画像処理プログラム記憶媒体に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

医療の進歩及び情報処理技術の急速な進歩に伴い医用画像のデジタル化がすすみ社会的な基盤が整備される中で医用画像診断の重要性が増している。これまでのX線単純写真の読影（画像診断）はフィルムに出力して画像診断する方法で行われていた。この方法の場合、フィルム運用に関わる診察経費（フィルム、フィルム袋などの直接経費と管理運営費）を要し、かつ画像診断目的に応じて複数枚のフィルム出力が必要になる場合もあり、診療経費の増加や診療時間の増加など大幅なコストアップという問題があった。

【 0 0 0 3 】

今後、コンピュータ上でCRTモニタを用いて画像を観察し、読影（画像診断）することが将来必須となることが予想される。この場合、フィルムと同等以上の画像品質が要求される。

【 0 0 0 4 】

胸部画像などのX線単純写真をCRTモニタによりそのまま表示したのでは、CR (Computed Radiography) 撮影装置より出力されたX線単純写真のデジタルデータは装置に依存した独自の画像データであったり、コントラストがなく医用画像診断に適さないような画像データであったりする。かつCR撮影装置自体がフィルム特性を考慮したものであって、CRTモニタを考慮した画像データではないという問題が発生する。

【 0 0 0 5 】

そこで、CRTモニタにそのまま表示するのではなく、診断に適した画像を得るように画像処理を行ない、その画像処理を行なった後の画像を診断に供することが考えられる。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、様々な医用画像を取り扱う場合に、ある医用画像（例えば胸部のX線単純写真）で良好な画像を得ることができるよう画像処理条件を調整すると、他の医用画像（例えばマンモグラフィー）ではかえって診断に適さない画像になってしまうなど、画像処理条件の設定が極めて困難であるという問題がある。

【 0 0 0 7 】

また、例えば同一機種の医用画像撮影機器であっても、その医用画像撮影機器が設置されている例えば病院などによってその医用画像撮影機器の撮影のための設定条件が異なっていたり、あるいはその病院の医師の好みや観察上の慣れに差異があるときに、個々の病院や個々の利用者にどのようにして観察しやすい医用画像を提供するかということも問題である。

【 0 0 0 8 】

さらに、例えば関心領域を如何にして見やすい画像として提供するか、あるいは人体の左右の対称性を観察しようとしたとき、如何にしてその対称性の観察に適した画像を提供するか、ということも問題である。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情に鑑み、様々な医用画像について観察に適した処理を行な

うことができる画像処理装置および画像処理方法、およびコンピュータシステムをそのような画像処理装置として動作させるための画像処理プログラムを記憶した画像処理プログラム記憶媒体を提供することを目的とする。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成する本発明の画像処理装置は、医用画像に画像処理を施す画像処理装置において、

医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

医用画像と、その医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部、および

データ取得部で得た撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件を画像処理条件記憶部から読み出して、データ取得部で得た医用画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明の画像処理装置は、上記のように医用画像を得る時の撮影機種および撮影条件に応じた画像処理条件を記憶しておいて、医用画像に画像処理を施すにあたっては、その医用画像に適合した画像処理条件に応じた画像処理を施すようにしたものであり、様々な医用画像に対しそれぞれ適切な画像処理を施し、いずれの医用画像についても診断に適した画像を得ることができる。

【 0 0 1 2 】

ここで、上記本発明の画像処理装置において、画像処理部が、データ処理部で得られた医用画像に、少なくとも階調変換処理と周波数強調処理とを施すものであって、

画像処理条件記憶部が、撮影機種および撮影条件に応じた、階調変換関数および医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を記憶するものであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

撮影機種および撮影条件に応じた階調変換関数を用いた階調処理と、撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像の各点の濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を用いた周波数強調処理とを行なうことによって、診断に適した画像を得ることができる。

【 0 0 1 4 】

さらに、上記本発明の画像処理装置において、画像処理部が、階調変換処理の前段に、データ取得部で得られた医用画像に、医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数としたダイナミックレンジ圧縮関数を用いた輝度補正処理を施すものであることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

例えば、胸部画像のような広い診断可視域を有する画像について、フィルムに記録された画像と画質を比較した場合、この輝度補正処理を行わずに、診断性能を高めようとしてコントラストを強調（ダイナミックレンジを拡大）すると、低濃度部は白く飛び、高濃度部は黒く飛び情報が消滅し、診断可能な領域が狭められてしまい、目的に適した画像を作成することができない場合がある。

【 0 0 1 6 】

そこで、上記のような輝度補正処理を施すと、画像全体としてのダイナミックレンジが圧縮されて濃度の‘飛び’が抑制され、しかも、上記の輝度補正処理によれば画像上の微細な構造は保存されるため、単純な輝度補正処理と比べ、その後の画像処理により、診断目的に一層適合した画像を得ることができる。

【 0 0 1 7 】

また、上記本発明の画像処理装置において、画像処理条件を、操作に応じて、追加、変更、および削除する画像処理条件操作部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

このような画像処理条件操作部を備えることにより、例えば、画像処理装置ごと、あるいは1台の画像処理装置であってもその画像処理装置を利用する利用者ごとに画像処理条件を調整することができ、その画像処理装置が設置された環境や利用者の好み等に応じた、良好な観察性能を持った画像を得ることができる。

【 0 0 1 9 】

また本発明の画像処理装置は、画像処理を施した後の医用画像を他の機器等に転送するものであってもよいが、本発明の画像処理装置自体が、画像処理部で画像処理の施された医用画像を表示する画像表示部を備えたものであることが好ましい。

【0020】

ここで、上記画像表示部に表示された医用画像上に、所望の関心領域を、操作に応じて指定する関心領域指定部を備え、上記画像表示部は、医用画像を、関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を下げて表示するものであることが好ましい。

【0021】

またその場合に、上記関心領域指定部は、操作に応じて、画像表示部に表示された医用画像上に所望の関心領域を指定するとともにその関心領域以外の領域の輝度の低下の程度を表わす係数を指定するものであって、上記画像表示部は、医用画像を、関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度をその関心領域指定部で指定された係数に応じた輝度にまで下げて表示するものであることが好ましい。

【0022】

医用画像上に関心領域を指定したとき、その医用画像を、その医用画像上の関心領域以外の領域の輝度を下げて表示することにより、関心領域について観察しやすい医用画像が提供される。このとき、その関心領域以外の領域の輝度を任意に調整できるようにしておくことにより、その利用者の好みに応じて、医用画像全体の中の関心領域の位置を確認できるとともに、その関心領域に観察を集中することができるように、調整することができる。

【0023】

また、本発明の画像処理装置において、上記関心領域指定部を備えた場合に、さらに、1つの医用画像に表われた複数の部位の位置を認識する部位認識部を備え、上記画像処理部は、関心領域指定部で指定された関心領域に、部位認識部で認識された部位のうちのその関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理を施すものであることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

こうすることにより、観察者が関心領域を指定したとき、観察者がその関心領域に応じて画像処理条件をわざわざ指定することなく、指定された関心領域に適合した画像処理条件での画像処理が行なわれ、操作性が向上する。

【 0 0 2 5 】

また、本発明の画像処理装置において、上記関心領域指定部を備えた場合に、上記画像表示部は複数の医用画像を並べて表示するものであって、その画像表示部は、関心領域指定部により、画像表示部に表示された複数の医用画像のうちの1つの医用画像について指定された関心領域と同一の関心領域を、それら複数の医用画像に適用して、それら複数の医用画像を、各医用画像の関心領域を除く領域の輝度を下げて表示するものであることが好ましい。

【 0 0 2 6 】

このように複数の医用画像に同一の関心領域を設定して表示することにより、その関心領域について、例えば過去の症例と現在の症状との比較検討などが容易となる。

【 0 0 2 7 】

さらに、本発明の画像処理装置において、上記画像表示部を備えた場合に、その画像表示部に表示された医用画像上に関心領域を設定してその関心領域を所定方向に移動させるスキャニング処理を、操作に応じて指定するスキャニング処理指定部を備え、

画像表示部は、スキャニング処理指定部によるスキャニング処理の指定に応じて、関心領域が順次移動した、その関心領域を除く領域の輝度が低下した医用画像を表示するものであることが好ましい。

【 0 0 2 8 】

また、この場合に、1つの医用画像に表われた複数の部位の位置を認識する部位認識部を備え、画像処理部は、順次移動する関心領域に、部位認識部で認識された部位のうちの順次移動する関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理を施すものであることが好ましい。

【 0 0 2 9 】

こうすることにより、画像処理条件をいちいち指定することなく、関心領域の移動に応じて移動後の関心領域が観察しやすい態様で表示されることになる。

【 0 0 3 0 】

さらに、本発明の画像処理装置において、上記スキャニング処理指定部を備えた場合に、上記画像表示部は、スキャニング処理指定部によるスキャニング処理の指定に応じて、同一タイミングで同一位置に同一の関心領域が設定されるとともに関心領域が同一速度で同期して移動する複数の医用画像を並べて表示するものであることも好ましい態様である。

【 0 0 3 1 】

こうすることにより、人体の対称性を、例えば過去の画像と比較しながら観察することができる。

【 0 0 3 2 】

また、上記本発明の画像処理装置において、上記データ取得部は、典型的には、医用画像の一種である放射線画像を取得するものであってもよい。

【 0 0 3 3 】

放射線画像を取り扱う装置として特化したときの本発明の画像処理装置は、放射線画像に画像処理を施す画像処理装置において、

放射線画像を得るときの撮影機種および撮影部位に応じた、放射線画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

放射線画像と、その放射線画像を得たときの撮影機種および撮影部位とを取得するデータ取得部、および

データ取得部で得た撮影機種および撮影部位と同一の撮影機種および撮影部位に対応する画像処理条件を画像処理条件記憶部から読み出して、データ取得部で得た放射線画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

また、上記目的を達成するための本発明の画像処理方法は、医用画像に画像処理を施す画像処理方法において、

医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理

を施すときの画像処理条件を記憶しておき、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得して、取得した医用画像に、取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すことを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

本発明の画像処理方法は、本発明の画像処理装置により実現される方法であり、本発明の画像処理装置の態様全てに対応する態様を含むものである。

【 0 0 3 6 】

さらに、上記目的を達成するための本発明の画像処理プログラム記憶媒体は、コンピュータシステムを、医用画像に画像処理を施す画像処理装置として動作させるための画像処理プログラムを記憶した画像処理プログラム記憶媒体であって

ここに記憶された画像処理プログラムは、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部と、

このデータ取得部で取得した医用画像に、このデータ取得部で取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部とを有するものであることを特徴とする。

【 0 0 3 7 】

本発明の画像処理プログラム記憶媒体は、そこに記憶された画像処理プログラムをコンピュータシステムで実行させたときに、そのコンピュータシステムを本発明の画像処理装置として動作させるものであり、本発明の画像処理装置の各種態様全てに対応する態様を含むものである。

【 0 0 3 8 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について説明する。

【 0 0 3 9 】

ここでは、パーソナルコンピュータに画像処理プログラムが搭載されて本発明の画像処理装置として動作する実施形態について説明する。したがって、以下で

は、先ずパーソナルコンピュータ自体について説明し、次いでそのパーソナルコンピュータで実行される処理内容について説明する。

【 0 0 4 0 】

図 1 は、パーソナルコンピュータの外観斜視図、図 2 は、そのパーソナルコンピュータのハードウェア構成図である。

【 0 0 4 1 】

このパーソナルコンピュータ 1 0 0 は、外観構成上、本体装置 1 1 0、その本体装置 1 1 0 からの指示に応じて表示画面 1 2 1 上に画像を表示する画像表示装置 1 2 0、本体装置 1 1 0 に、キー操作に応じた各種の情報を入力するキーボード 1 3 0、および、表示画面 1 2 1 上の任意の位置を指定することにより、その位置に表示された、例えばアイコン等に応じた指示を入力するマウス 1 4 0 を備えている。この本体装置 1 1 0 は、外観上、フロッピーディスクを装填するためのフロッピーディスク装填口 1 1 0 a、および C D - R O M を装填するための C D - R O M 装填口 1 1 0 b を有する。

【 0 0 4 2 】

本体装置 1 1 0 の内部には、図 2 に示すように、各種プログラムを実行する C P U 1 1 1、C P U 1 1 1 での実行のためにプログラムが展開される主メモリ 1 1 2、各種プログラムやデータ等が保存されるハードディスク装置 1 1 3、フロッピーディスク 1 0 が装填されその装填されたフロッピーディスク 1 0 をアクセスする F D ドライブ 1 1 4、C D - R O M 1 1 が装填され、その装填された C D - R O M 1 1 をアクセスする C D - R O M ドライブ 1 1 5、医用画像を得る撮影装置あるいはフィルム上に得られた医用画像を読み取ってその医用画像を表わすデジタルデータを得るスキャナ等と接続されてデジタルデータとしての医用画像を受け取る入力インタフェース 1 1 6、画像処理後の医用画像を外部に送信するための出力インタフェース 1 1 7 が内蔵されており、これらの各種要素と、さらに図 1 にも示す画像表示装置 1 2 0、キーボード 1 3 0、マウス 1 4 0 は、バス 1 5 0 を介して相互に接続されている。

【 0 0 4 3 】

図 3 は、本発明の画像処理装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【 0 0 4 4 】

この図 3 に示す画像処理装置 2 0 0 は、図 1、図 2 に示すパーソナルコンピュータおよび、そのパーソナルコンピュータ内部に記憶されるデータやそのパーソナルコンピュータで動作するプログラムから構成されている。

【 0 0 4 5 】

この図 3 に示す画像処理装置のデータ取得部 2 1 1 には、デジタルデータで表わされた、放射線画像等の医用画像と、その医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とが入力され、このデータ取得部 2 1 1 では、入力された医用画像と、撮影機種および撮影条件とを組合せたオブジェクトが生成される。

【 0 0 4 6 】

このデータ取得部 2 1 1 は、ハードウェア上は、図 2 に示す入力インタフェース 1 1 6、オブジェクト生成のためのプログラムを格納しておくハードディスク装置 1 1 3 や主メモリ 1 1 2、および、そのプログラムを実行する CPU 1 1 1 等から構成される。このデータ取得部 2 1 0 に入力され組み合わせによりオブジェクトとして生成された医用画像と撮影機種および撮影条件は、画像処理部 2 1 2 に入力され、画像処理部 2 1 2 ではその医用画像に画像処理が施される。

【 0 0 4 7 】

画像処理条件記憶部 2 1 8 には、表 1 ～表 3 に一部例示するように、撮影機種および撮影条件と画像処理条件とが互いに対応づけられて記憶されている。

【 0 0 4 8 】

また、この画像処理条件記憶部 2 1 8 には、撮影機種および撮影条件に応じるとともに、1 つの撮影機種および 1 つの撮影条件であっても、その撮影機種および撮影条件で撮影したときの医用画像に表われる各部位（たとえば胸部単純 X 線画像における肺野、縦隔、肋骨、心臓、横隔膜等）に応じた画像処理条件も記憶されている。

【 0 0 4 9 】

さらに、それらの画像処理条件は、各利用者ごと（例えば各医師ごと、あるいは各検査技師ごと）にカスタマイズすることができ、そのようなカスタマイズを行なった場合、画像処理条件記憶部 2 1 8 には、さらに各利用者にも応じた画像

処理条件が記憶される。

【 0 0 5 0 】

データ取得部 2 1 1 から送られてきたオブジェクト中の医用画像に画像処理を施すに当たっては、そのオブジェクト中の撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件が画像処理条件記憶部 2 1 8 から読み出され、画像処理部 2 1 2 では、その画像処理条件記憶部 2 1 8 から読み出された画像処理条件に従った画像処理が施される。この画像処理部 2 1 2 は、ハードウェア上は、画像処理プログラムを格納しておく、図 2 に示すハードディスク装置 1 1 3 や主メモリ 1 1 2、その画像処理プログラムを実行する CPU 1 1 1 等がこれに相当し、画像処理条件記憶部 2 1 8 は、ハードウェア上は、表 1 ～表 3 に例示するような撮影条件と画像処理条件とを組み合わせたテーブルを格納しておくハードディスク装置 1 1 3 がこれに相当する。

【 0 0 5 1 】

尚、ここでは、画像処理部 2 1 2 で画像処理を施す前の医用画像を、入力画像と称し、画像処理を施した後の医用画像を出力画像と称する。

【 0 0 5 2 】

表 1 ～表 3 の内容については後述する。

【 0 0 5 3 】

【表 1】

撮影機種	ABC 装置	画像処理条件（画質パラメータ）	
撮影条件		輝度補正処理パラメータ	
撮影部位	胸部	マスクサイズ（水平及び垂直）	41
撮影区分	単純撮影	荷重係数 weight	0.5
体位／方向	正面	階調処理パラメータ	
方法	一般撮影	A 点	0.000
		B 点	0.029
		C 点	0.117
		D 点	0.260
		E 点	0.436
		F 点	0.670
		G 点	0.880
		H 点	0.970
		I 点	1.000
		周波数パラメータ	
		マスクサイズ（水平及び垂直）	21
		第 1 荷重係数 W1	0.4
		第 2 荷重係数 W2	-0.4
		周波数強調タイプ	Z
		下限値	0.000
		上限値	1.000

【0054】

【表 2】

撮影機種	ABC 装置	画像処理条件 (画質パラメータ)	
撮影装置		輝度補正処理パラメータ	
撮影部位	胸部	マスクサイズ' (水平及び垂直)	41
撮影区分	単純撮影	第 1 荷重係数 weight	0.6
体位 / 方向	側面	階調処理パラメータ	
方法	一般撮影	A 点	0.000
		B 点	0.029
		C 点	0.117
		D 点	0.260
		E 点	0.436
		F 点	0.680
		G 点	0.835
		H 点	0.930
		I 点	1.000
		周波数パラメータ	
		マスクサイズ' (水平及び垂直)	21
		第 1 荷重係数 W1	0.3
		第 2 荷重係数 W2	-0.3
		周波数強調タイプ°	Z
		下限値	0.000
	上限値	1.000	

【0055】

【表 3】

撮影機種	ABC 装置	画像処理条件（画質パラメータ）	
撮影条件		輝度補正処理パラメータ	
撮影部位	頸部	マスクサイズ（水平及び垂直）	31
撮影区分	単純撮影	第 1 荷重係数 weight	0.3
体位／方向	側面	階調処理パラメータ	
方法	一般撮影	A 点	0.000
		B 点	0.110
		C 点	0.280
		D 点	0.520
		E 点	0.740
		F 点	0.850
		G 点	0.912
		H 点	0.960
		I 点	1.000
		周波数パラメータ	
		マスクサイズ（水平及び垂直）	15
		第 1 荷重係数 W1	0.5
		第 2 荷重係数 W2	-0.5
		周波数強調タイプ	F
		下限値	0.000
		上限値	1.000

【0056】

画像処理部 2 1 2 で画像処理が施された後の医用画像（出力画像）は、画像表示部 2 1 3 に入力され、あるいは、図 2 に示す出力インタフェース 1 1 7 を経由して外部に向けて送信される。画像表示部 2 1 3 は、ハードウェア上は、図 1、図 2 に示す画像表示装置 1 2 0 がこれに相当する。

【0057】

画像表示部 2 1 3 において表示された医用画像、あるいは外部に送信され外部で表示された医用画像は診断に供される。この表示された医用画像は、撮影機種および撮影条件に応じた画像処理条件による画像処理が施された医用画像であり、医用画像の種類によらず診断上好ましい画像となっている。

【0058】

また、画像処理条件操作部 2 1 5 は、操作に応じて、画像処理条件記憶部 2 1 8 に記憶された画像処理条件を変更したり、削除したり、あるいは画像処理条件記憶部 2 1 8 に新たな画像処理条件を追加する作用を成すものである。

【 0 0 5 9 】

また、関心領域指定部 2 1 6 は、画像表示部 2 1 3 に表示された医用画像上に所望の関心領域を操作に応じて指定するものであり、関心領域指定部 2 1 6 より関心領域が指定されると、画像表示部 2 1 3 は、医用画像をその関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を下げて表示する。このとき、関心領域指定部 2 1 6 では、操作に応じて、その指定した関心領域以外の領域の輝度の低下の程度を表わす係数も指定され、画像表示部 2 1 3 は、医用画像を、関心領域指定部 2 1 6 で指定された関心領域を除く領域の輝度を、その関心領域指定部 2 1 6 で指定された係数に応じた輝度にまで下げて表示する。

【 0 0 6 0 】

また、この図 3 に示す画像処理装置 2 0 0 には、部位認識部 2 1 4 も備えられており、画像処理部 2 1 2 は、関心領域指定部 2 1 6 で関心領域が指定されるとその指定された関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理条件での画像処理を施す機能を有する。

【 0 0 6 1 】

ここで、部位認識部 2 1 4 は、1 つの医用画像（例えば胸部 X 線画像）にあらわれた複数の部位（例えば肺野、肋骨、心臓等）の、その医用画像上の位置を自動認識するものである。

【 0 0 6 2 】

さらに、画像表示部 2 1 3 は、複数の医用画像を並べて表示する機能を有し、その場合、画像表示部 2 1 3 は、関心領域指定部 2 1 6 により、画像表示部 2 1 3 に表示された複数の医用画像のうちの 1 つの医用画像について指定された関心領域と同一の関心領域をそれらの複数の医用画像に適用して、それら複数の医用画像を、各医用画像の関心領域を除く領域の輝度を下げて表示する機能も有する。

【 0 0 6 3 】

また、この図 3 に示す画像処理装置には、スキャニング処理指定部 2 1 7 も備えられている。このスキャニング処理指定部 2 1 7 は、画像表示部 2 1 3 に表示された医用画像上に関心領域（典型的には横方向あるいは縦方向に延びるスリット状の関心領域）を設定してその関心領域を所定方向（例えば横方向に延びるスリットの場合は縦方向）に移動させるスキャニング処理を操作に応じて指定するものである。

【 0 0 6 4 】

スキャニング処理指定部 2 1 7 によりスキャニング処理が指定されると、画像表示部 2 1 3 には、そのスキャニング処理指定部 2 1 7 で設定された関心領域が順次移動した、その関心領域を除く領域の輝度が低下した医用画像が表示される。このとき、スキャニング処理指定部 2 1 7 による指定の態様によっては、画像処理部 2 1 2 では、順次移動する関心領域に、部位認識部 2 1 4 で認識された部位のうちの順次移動する関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理が施される。

【 0 0 6 5 】

画像表示部 2 1 3 は、スキャニング処理指定部 2 1 7 によるスキャニング処理の指定に応じて、同一タイミングで同一位置に同一の関心領域が設定されるとともにその関心領域が同一速度で同期して移動する複数の医用画像を並べて表示することもできる。

【 0 0 6 6 】

図 4 は、図 3 に示す画像処理装置中の画像処理部 2 1 2 の詳細ブロック図である。

【 0 0 6 7 】

この画像処理部 2 1 2 では、輝度補正処理 2 1 2 1、階調処理 2 1 2 2、周波数処理 2 1 2 3、ヒストグラム解析およびウィンドウレベル処理 2 1 2 4 が実行される。これらの処理の詳細は後述する。

【 0 0 6 8 】

ただし、上述した関心領域指定部 2 1 6 により指定された関心領域あるいはスキャニング処理指定部 2 1 7 によりスキャニング処理が指定されたときのそのス

キャニング処理の関心領域について画像処理を行なうときは、ヒストグラム解析およびウィンドウレベル処理 2 1 2 4 は実行されない。

【0069】

これは、関心領域全体の輝度が低いときにはその関心領域を全体の輝度が低い状態のまま表示し、関心領域全体の輝度が高いときにはその関心領域を全体の輝度が高い状態のまま表示するための処置である。

【0070】

図 5 は、本発明の画像処理プログラム記憶媒体の一実施形態を示す図である。

【0071】

この図 5 に示す画像処理プログラム記憶媒体 3 0 0 は、画像処理プログラム 3 1 0 が記憶された状態にある、例えば図 2 に示すハードディスク装置 1 1 3 や、CD-ROM 1 1 やフロッピーディスク 1 0 等を代表的に示すものであり、この画像処理プログラム記憶媒体 3 0 0 には、データ取得部 3 1 1、画像処理部 3 1 2、画像表示部 3 1 3、部位認識部 3 1 4、画像処理条件操作部 3 1 5、関心領域指定部 3 1 6、およびスキヤニング処理指定部 3 1 7 から構成された画像処理プログラム 3 1 0 が記憶されている。

【0072】

この画像処理プログラム記憶媒体 3 0 0 は、例えば図 2 に示す、画像処理プログラム 3 1 0 を記憶した状態にある CD-ROM 1 1 であり、その場合、その CD-ROM は本発明の画像処理プログラム記憶媒体の一実施形態に相当する。その CD-ROM 1 1 に記憶された画像処理プログラム 3 1 0 が CD-ROM ドライブ 1 1 5 により読み取られてハードディスク装置 1 1 3 にインストールされ、さらに CPU 1 1 1 で実行されることにより、図 1、図 2 に示すパーソナルコンピュータ 1 0 0 が本発明の画像処理装置の一実施形態として動作する。画像処理プログラム 3 1 0 がインストールされた状態にあるハードディスク装置 1 1 3 も本発明の画像処理プログラム記憶媒体の一実施形態に相当し、ハードディスク装置 1 1 3 にインストールされた画像処理プログラム 3 1 0 が FD ドライブ 1 1 4 によりフロッピーディスク 1 0 にダウンロードされたときは、その画像処理プログラムを記憶した状態にあるフロッピーディスクも本発明の画像処理プログラム

記憶媒体の一実施形態に相当する。

【 0 0 7 3 】

ここで、図 5 に示す画像処理プログラム 3 1 0 を構成する、データ取得部 3 1 1、画像処理部 3 1 2、画像表示部 3 1 3、部位認識部 3 1 4、画像処理条件操作部 3 1 5、関心領域指定部 3 1 6、およびスキヤニング処理指定部 3 1 7 は、図 3 に示す画像処理装置 2 0 0 を構成する、データ取得部 2 1 1、画像処理部 2 1 2、画像表示部 2 1 3、部位認識部 2 1 4、画像処理条件操作部 2 1 5、関心領域指定部 2 1 6、およびスキヤニング処理指定部 2 1 7 にそれぞれ対応する。ただし、図 3 の画像処理装置 2 0 0 の各要素は、図 1、図 2 に示すパーソナルコンピュータ 1 0 0 のハードウェアと、そこで実行されるソフトウェアとの組合せをいい、図 5 に示す画像処理プログラム 3 1 0 を構成する各要素は、同一の名称を用いてはいても、それらハードウェアとソフトウェアのうち、アプリケーションプログラムの部分のみをいう。

【 0 0 7 4 】

図 6 は、輝度補正処理の原理説明図である。図 6 (A) は輝度補正処理前を表し、図 6 (B) は輝度補正処理後を表す。図 6 (A)、(B) の横軸は、画像濃度によって区分される画像の場所（胸部画像の場合は、肺野、縦隔部、横隔膜等）を示し、縦軸は画像の階調値を示す。図 6 からわかるように階調変化の小さい部分に対しては、処理前画像の状態（画像の階調変化状態）を保ち、階調変化の大きい部分に対してのみ、ダイナミックレンジを狭くすることにより、視覚的にコントラストを低下させないような画像を得ることができる。

【 0 0 7 5 】

ここで用いられている輝度補正処理の基本的なアルゴリズムは、ISO/IEC 12087-2 Image Processing and Interchange (IPI) の Part 2 Programmer's imaging kernel system application program interface で国際標準化されている convolution (コンボリューション) のアルゴリズムを参考にして、医用画像診断用に新しく実現したものである。

【0076】

図7は、図4に示す画像処理部212における輝度補正処理2121を実行するための輝度補正処理プログラムのフローチャートである。

【0077】

先ずステップaにおいて、

原画像： $S(x, y, z, t, b)$

インパルス応答配列 $H(x, y)$

荷重係数 $weight$

をこのプログラム内に入力する。これらのうち、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ を除く、インパルス応答配列 $H(x, y)$ 、荷重係数 $weight$ は、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ に対応する画像処理条件である。

【0078】

ここで、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ は、その処理を実行する前の画像（ここではコンボリューション処理を実行する前の画像）であり、その原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の x, y, z, t, b は、それぞれ、水平方向の位置、垂直方向の位置、奥行き、時間、帯域を表わしている。 z （奥行き）は、MRI等で得られるような3次元情報を扱う場合であり、 t （時間）は、超音波、内視鏡等時間情報（動画）を扱う場合であり、 b （帯域）は、例えばR, G, B3色の画像を扱う場合のR, G, Bの区別等である。

【0079】

また、インパルス応答配列 $H(x, y)$ は、ここでは一様な値を持ったマスクを表しており、この配列サイズ（マスクサイズ）により、画像の持つ周波数成分のうち最も強調される周波数が定まる。すなわち、大きいサイズのマスクを用いれば低周波数成分の画像が強調され、逆に小さいサイズのマスクを用いれば高周波成分の画像が強調される。

【0080】

このように、非鮮鋭マスクサイズを変化させることにより、診断に重要な周波数帯域を強調し、診断目的に適した診断用画像を作ることができる。

【0081】

輝度補正処理で適用した配列サイズ（マスクサイズ）は、胸部画像の場合、肺野、縦隔膜などの大まかな構造の変化に対応する低周波成分の画像が強調されるようなマスクサイズにした。

【 0 0 8 2 】

荷重係数 $w e i g h t$ は輝度補正の程度を表わす定数である。

【 0 0 8 3 】

また、図 7 のステップ a 1 では、ステップ a 4 で行なわれるコンボリューションにおいて、画像境界処理を行なうか否かが指示入力される。この画像境界処理に関しても、その都度オペレータが入力するのに代え、撮影条件に対応した画像処理条件の 1 つとして記憶しておき、その画像処理条件の 1 つとしての画像境界処理の有、無をこの輝度補正処理プログラムに入力しても良い。

【 0 0 8 4 】

ステップ a 2 では、輝度補正画像 $D(x, y, z, t, b)$ 、フィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ 、輝度補正係数曲線 DRT が生成される。このステップ a 2 では、輝度補正画像 $D(x, y, z, t, b)$ 、およびフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ に関しては、それらの配列（領域）のみ確保される。

【 0 0 8 5 】

表 4 は、輝度補正係数テーブルを示した表、図 8 は輝度補正曲線を示した図である。

【 0 0 8 6 】

【表 4】

画像階調値のポイント	DRT 値
0.000 * 画像最大ビ°ケル値	0.500 * 画像最大ビ°ケル値
0.304 * 画像最大ビ°ケル値	0.091 * 画像最大ビ°ケル値
0.322 * 画像最大ビ°ケル値	0.070 * 画像最大ビ°ケル値
0.339 * 画像最大ビ°ケル値	0.053 * 画像最大ビ°ケル値
0.356 * 画像最大ビ°ケル値	0.038 * 画像最大ビ°ケル値
0.374 * 画像最大ビ°ケル値	0.024 * 画像最大ビ°ケル値
0.391 * 画像最大ビ°ケル値	0.015 * 画像最大ビ°ケル値
0.409 * 画像最大ビ°ケル値	0.008 * 画像最大ビ°ケル値
0.500 * 画像最大ビ°ケル値	0.000 * 画像最大ビ°ケル値
1.000 * 画像最大ビ°ケル値	0.000 * 画像最大ビ°ケル値

【0087】

表 4 に示すような輝度補正係数テーブルがあらかじめ記憶されており、図 7 のステップ a 2 では、その輝度補正係数テーブルの各値の間を直線補間することにより、図 8 に実線で示すような輝度補正係数曲線 D R T が生成される。この図 8 に示す輝度補正係数曲線の横軸は画像階調値（各点の規格化された濃度）、縦軸は、輝度補正の度合を表わす D R T 値である。尚、図 8 に示す一点鎖線は、もう 1 つの輝度補正係数曲線を表わしている。

【0088】

図 7 のステップ a 3 では、次のステップ a 4，a 5 の処理が画像の全範囲について終了したか否かが判定され、未だ全範囲については終了していないときは、次の 1 画素についてステップ a 4，a 5 の処理が行なわれ、画像の全範囲についてステップ a 4，a 5 の処理が終了したときは、この輝度補正処理を抜ける。

【0089】

ステップ a 4 では、今注目としている 1 画素についてコンボリューション処理が行なわれる。

【0090】

ステップ a 4 の、

$$A(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b) (*) H(x, y)$$

…… (1)

は、今注目している 1 画素を中心とした $H(x, y)$ の領域内の画素値の平均値を、改めてその注目している 1 画素の画素値とする処理を表わしており、フィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ は、上記の演算により、高周波成分が低減した、ボケた画像となる。

【0091】

ステップ a 5 では、今注目している 1 画素について輝度補正処理が行なわれる。ステップ a 5 の、

$$D(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b) + \text{weight} * DRT\{A(x, y, z, t, b)\} \quad \dots\dots (2)$$

のうちの、 $DRT\{A(x, y, z, t, b)\}$ は、今注目している画素の、フィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ の画素値に応じた DRT 値 (図 8 参照) を表わし、(2) 式は、その DRT 値を係数 weight で重み付けた値を、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の同じ画素の画素値に加算することを意味している。このようにして、図 8 に実線で示すような DRT 曲線を採用することにより、図 6 に示すような輝度補正処理が実現する。この図 6 に示す輝度補正処理では、輝度の高い (白っぽい) 部分の輝度が下げられているが、図 8 に一点鎖線で示す DRT 曲線を採用すると輝度の低い (黒っぽい) 部分の輝度が上げられることになる。

【0092】

図 9 は、図 7 のステップ a 4 におけるコンボリューション処理ルーチンを表わすフローチャートである。

【0093】

ステップ b 1 では、画像の境界判定、即ち、マスク $H(x, y)$ を今注目している 1 画素を中心に原画像に重ねた時、そのマスク $H(x, y)$ が原画像の端から食み出るか否かの判定が行なわれる。

【0094】

境界にかかっていないとき (食み出ていないとき) は、ステップ b 2 に進み、

ステップb3の処理がマスクH(x, y)の全域について行なわれたか否かが判定され、ステップb3では、マスクH(x, y)の全域について各画素ごとに原画像S(x, y, z, t, b)とマスクH(x, y)とが乗算されその乗算結果がフィルタ画素A(x, y, z, t, b)の、今注目している1画素の値として累算される。

【0095】

マスクH(x, y)の全域についての累算が終了すると、ステップb8に進み、その1画素について、累算により求められた累算値を平均値に戻すスケールファクタ処理が行なわれて、このコンボリューションルーチンを抜ける。

【0096】

ステップb1において、今注目している1画素に関し、マスクH(x, y)が原画像S(x, y, z, t, b)の境界から食み出していると判定された時は、ステップb4に進み、ステップb4では、境界処理を行なうことが指定されているか否かが判定される。境界処理を行なわない場合は、ステップb9に進み、今注目している1画素については、原画像の画素値をそのままフィルタ画像の画像値として採用して、このコンボリューション処理ルーチンを抜ける。

【0097】

ステップa4で境界処理を行なう旨判定されたときは、ステップb5に進み、次の2つのステップb6, b7がマスクH(x, y)の全域について終了したか否かが判定される。

【0098】

ステップb6では境界処理が行なわれ、ステップb7ではその境界処理後の画像について、ステップb3と同様にして、累算が行なわれる。

【0099】

ステップb6で採用した境界処理方法は、ISO/IEC 12087-2 Image Processing and Interchange (IPI) のPart 2 Programmer's imaging kernel system application program interface で国際標準化されているconvolve_2dのreflected ext

erior mode アルゴリズムを参考に実現したものである。この境界処理は、いわば原画像の境界で線対称となるように画素値を折り返すことにより、原画像の境界の外側にまで画素を増やす処理である。

【0100】

ステップ b 5 で、今注目している 1 画素について累算値が求められるとステップ b 8 に進み、ステップ b 8 では平均値が求められる。

【0101】

以上のようにして画像としてボケたフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ が生成される。

【0102】

尚、境界処理を行なうか行なわないかの基準は、意味のある情報を含んだ画像が原画像の周縁領域にまで広がっているか否かであり、意味のある情報が周縁領域にまで広がっているときは、画像処理に多少時間がかかっても境界処理を行なうことが好ましく、周縁領域には意味のある情報が少ないときは、境界処理を省略して画像処理に要する時間を短縮することが好ましい。

【0103】

図 10 は、図 4 に示す画像処理部 212 における階調処理 2122 を実行するための階調処理プログラムのフローチャートである。

【0104】

ステップ c 1 では、原画像（階調処理前の画像） $S(x, y, z, t, b)$ と、非線形変換曲線データ LOOK {} を入力する。非線形変換曲線データ LOOK {} は、画像処理条件（表 1 ～ 表 3 参照）の階調処理パラメータ（A 点 ～ I 点）に基づいて後述するようにして作成されたルックアップテーブルである。

【0105】

ステップ c 2 では、階調処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ を生成する。尚、ここでは、階調処理画像用の領域の確保を意味し、階調処理画像の各画素の値はステップ c 4 で作成される。

【0106】

ステップ c 3 では、ステップ c 4 の処理が画像の全範囲にわたって終了したか

否か判定され、未だのときは、1画素ずつステップc4の処理が行なわれる。

【0107】

ステップc4では、ルックアップテーブル形式の非線形変換曲線データLOOK {}を参照して各画素値の変換が行なわれる。

【0108】

図11は、非線形変換曲線データLOOK {}が示す、原画像の画素値と階調変換画像の画素値との対応関係を表わすグラフである。

【0109】

原画像（横軸）については、0.0（最小濃度）から1.0（最大濃度）までの間、等間隔に9点（A点～I点）取り、階調変換画像（縦軸）には、各点について画像処理条件（表1～表3参照）の階調処理パラメータ（A点～I点）を当てはめる。これらの9点をスプライン曲線で滑らかにつないだものがこの非線形変換曲線データLOOK {}である。スプライン曲線は、「CQ出版社 改訂Cによる科学技術計算 小池 慎一 著」の雲形定期的スプライン曲線のアルゴリズムを参考にして実現している。

【0110】

図12は、非線形変換曲線データ作成処理を示すフローチャートである。

【0111】

先ずステップd1において、x軸（原画像）とy軸（階調変換画像）の9点（A点～I点）の座標値と、データ間の区間間隔値を入力し、非線形変換曲線データの格納領域LOOK {}を確保する。

【0112】

スプライン曲線を作成するにあたっては、両端と中央とで異なる処理が必要であるため、ステップd2において最初の区間（A点～B点の間）の非線形変換曲線データを生成し、ステップd3において中間の区間（B点～H点の間）の非線形変換曲線データを生成し、ステップd4において最後の区間（H点～I点の間）の非線形変換曲線データを生成する。

【0113】

図10のステップc1では、このようにしてあらかじめ作成された非線形変換

曲線データ LOOK {} が入力され、あるいはそのステップ c 1 においてその非線形変換曲線データ LOOK {} が作成される。

【 0 1 1 4 】

次に、図 4 に示す画像処理部 2 1 2 における周波数処理 2 1 2 3 について説明する。

【 0 1 1 5 】

図 1 3 は、原画像の階調値に対する、周波数強調の度合いを表わす周波数係数を示す図である。

【 0 1 1 6 】

周波数強調タイプ F は、原画像の階調値のいかんにかかわらず周波数係数は常に 1. 0 であることを意味し、周波数強調タイプ Z は、原画像の階調値が大きい（画像の濃度が高い（輝度が低い））ほど、より強く周波数強調を行なうことを意味し、周波数強調タイプ Y は、原画像の階調値が小さい（画像の濃度が低い（輝度が高い））ほど、より強く周波数強調を行なうことを意味している。表 1 ～ 表 3 に示すように、画像処理条件の 1 つとしてこの周波数強調タイプが指定されている。

【 0 1 1 7 】

ただし、図 1 3 に一点鎖線 Z' で示すように周波数強調を行なう原画像濃度域（輝度域）の下限值および上限値を設定することができ、その下限値と上限値とに挟まれた域内のみ周波数強調が行なわれる。

【 0 1 1 8 】

図 1 4 は、周波数処理プログラムのフローチャートである。

【 0 1 1 9 】

先ずステップ e 1 において、

原画像（周波数処理前の画像） $S(x, y, z, t, b)$ 、

インパルス応答配列（ここでは一様なマスク） $H(x, y)$

荷重係数 W_1, W_2

周波数強調タイプ（F, V, Z のいずれか）

コンボリューション画像境界処理を行なうか否かの指示

を入力する。これらのうち、インパルス応答配列 $H(x, y)$ は画像処理条件中にマスクサイズとして指定されており、荷重係数 W_1 , W_2 および周波数強調タイプも画像処理条件として指定されている。

【0 1 2 0】

コンボリューション画像境界処理は、ここではオプションとなっており、1回の画像処理ごとにオペレータが指示するように構成されているが、この画像境界処理を行なうか否かの指定も画像処理条件の1つとしてあらかじめ指定しておいてもよい。

【0 1 2 1】

ステップ e 2 では、周波数処理を行なった後の画像（周波数処理画像） $D(x, y, z, t, b)$ 、ローパスフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ 、および周波数強調係数テーブル RT が生成される。周波数処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ およびローパスフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ については、このステップ e 2 ではそれらを格納する領域が確保されることを意味し、実際のデータは、ステップ e 4, e 5 で作成される。周波数強調係数テーブル RT は、図 13 に示すいくつかの周波数強調タイプ F, Y, Z のうちの画像処理条件により指定された周波数強調タイプ（例えば表 1 の場合、周波数強調タイプ Z ）について各階調値ごとの係数を求め、テーブル形式にまとめたものである。

【0 1 2 2】

ステップ e 3 では 1 画素ごとに行なうステップ e 4, e 5 の処理が画像の全範囲について終了したか否かが判定され、その全範囲内の各画素について 1 画素ごとにステップ e 4, e 5 の処理が行なわれる。

【0 1 2 3】

ステップ e 4 は、コンボリューションであり、図 9 を参照して説明済であるため、ここでは重複説明は省略する。コンボリューションの結果、高周波数成分が低下した、いわゆるボケた画像 $A(x, y, z, t, b)$ が生成される。

【0 1 2 4】

ステップ e 5 では、

$$D(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b)$$

$$\begin{aligned}
 &+ (W1 * RT [S (x, y, z, t, b)] * S (x, y, z, t, b) \\
 &+ W2 * RT [S (x, y, z, t, b)] * A (x, y, z, t, b)] \\
 &\dots\dots (3)
 \end{aligned}$$

に従った周波数処理が行なわれる。

【0125】

この(3)式中の $RT [S (x, y, z, t, b)]$ は、今注目している画素の、原画像 $S (x, y, z, t, b)$ の画素値(図13の横軸)に対応する周波数係数(図13の縦軸)である。

【0126】

(3)式中の $W1 * RT [S (x, y, z, t, b)] * S (x, y, z, t, b)$ は、上記のようにして求めた $RT [S (x, y, z, t, b)]$ に荷重係数 $W1$ を乗算し、さらにその注目している画素の、原画像 $S (x, y, z, t, b)$ の画素値を乗算することを意味している。

【0127】

また、これと同様に、(3)式中の $W2 * RT [S (x, y, z, t, b)] * A (x, y, z, t, b)$ は、 $RT [S (x, y, z, t, b)]$ に荷重係数 $W2$ を乗算し、さらにその注目している画素のローパスフィルタ画像 $A (x, y, z, t, b)$ における画素値を乗算することを意味している。

【0128】

したがって(3)式は、それら $W1 * RT [S (x, y, z, t, b)] * S (x, y, z, t, b)$ と $W2 * RT [S (x, y, z, t, b)] * A (x, y, z, t, b)$ を、原画像 $S (x, y, z, t, b)$ の、その注目している画素の画素値に加算することを意味している。ここで荷重係数 $W2$ はマイナスの値を持っており、したがって(3)式はボケた画像成分(低周波成分)を低減させ、高周波成分を強調する演算式である。

【0129】

ここで、周波数強調タイプという考え方を使用せず $W1$ 、 $W2$ の定数だけで周波数処理を行なうと全濃度域に対して一定の割合で強調されることになるが、胸部画像の場合、縦隔部や横隔膜などの低濃度域で雑音を増幅したりして画像診断

の妨げとなったり、または肺野では肺紋理などの正常構造が過大な強調によって異常所見と誤って診断される可能性がある。そこでここでは、周波数強調タイプという考え方を取り入れることによってこのような欠点を取り除いている。

【0130】

次に、図4に示す画像処理部212におけるヒストグラム解析及びウィンドウ処理2124について説明する。

【0131】

図15は、ヒストグラム解析及びウィンドウ処理プログラムのフローチャートである。

【0132】

ここでは、先ずステップf1において、原画像（この処理を行なう前の画像） $S(x, y, z, t, b)$ を入力し、ステップf2において、その原画像のヒストグラム解析を行なって最大・最小画素値を検出し、それに基づいてウィンドウ幅（最大画素値－最小画素値） $width$ 、およびセンター値（（最大画素値＋最小画素値／2）） $center$ を算出する。

【0133】

ステップf3では、濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ および濃度変換テーブル $LOOK\{\}$ を生成する。尚このステップf3では、それらを格納する領域が確保されることを意味し、実際のデータは、濃度変換テーブル $LOOK\{\}$ についてはステップf5において作成され、濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ についてはステップf7において作成される。

【0134】

ステップf4では、ステップf5におけるウィンドウレベル処理が全濃度範囲について終了したか否かが判定され、未だ終了していないときは、各濃度について順次に、

$$LOOK\{e\} = (e / width - center / width + 0.5) * d_MAX \quad \dots\dots (4)$$

に従って、ルックアップテーブル形式の濃度変換テーブル $LOOK\{e\}$ が作成される。

【0135】

この濃度変換テーブルLOOK {} は、原画像S (x, y, z, t, b) を例えば図1に示す画像表示装置120の表示画面121に表示する場合において、その原画像の最大濃度を画像表示画面121上で表現することのできる最大濃度（最小輝度）d_MAXに変換し、その原画像の最小濃度を、表示画面121上で表現することのできる最低濃度（最大輝度）0.0に変換するためのテーブルである。

【0136】

ステップf5では、各濃度値ごとに順次に濃度変換テーブルLOOK {} が作成され、全濃度範囲について作成が終了するとステップf6に進む。

【0137】

ステップf6は、原画像の全画素範囲についてステップf7の濃度変換処理が終了したか否かがモニタされ、未だのときはステップf7に進み、1画素ごとに濃度変換テーブルLOOK {} が参照されて原画像S (x, y, z, t, b) が濃度変換処理画像D (x, y, z, t, b) に変換される。

【0138】

このようにして作成された濃度変換処理画像D (x, y, z, t, b) は、図3、図4に示す画像処理部212から出力画像として出力され、その出力画像は例えば図3に示す画像表示部213に入力されて、例えば図1に示す表示画面121上に診断用の画像として表示出力される。

【0139】

ここでは、上述のように、医用画像の撮影機種および撮影条件に応じた画像処理条件に基づく画像処理を行なうことによって、医用画像の種類を問わず常に診断適性に優れた出力画像を得ることができる。

【0140】

図16は、本実施形態による処理の効果の一例を示す図である。

【0141】

ここでは、CR胸部画像における肺結節患者（異常者）の15症例と正常患者の8症例との計23症例で放射線科の読影医によってReceiver Ope

rating Characteristic (受信者動作特性) 解析評価法でフィルムと本発明を用いて画像処理を施したデジタル画像について実験した。

【0142】

図16はその実験結果を示す図である。図16の見方について説明する。

【0143】

図16のY軸(TPF) : 異常を正しく異常ありと判断した率。

【0144】

図16のX軸(FPF) : 正常を誤って異常ありと判断した率。

【0145】

図16によりROC曲線が $TPF = 1.0$, $FPF = 0.0$ に近づけば近づくほど特性はよいとする。この理想の状態は、異常のものを提示されたら必ず異常ありと判断し、正常なものを提示されたら必ず正常であると判断し、異常と正常を完全に区別できる状態である。

【0146】

また、図6中のAzはROC曲線下の面積であり、 $TPF = 1.0$, $FPF = 0.0$ の場合は、Azは1.0になる。

【0147】

よって図16の結果より、フィルムに比べて本実施形態を用いて画像処理を施したデジタル画像のほうが、診断能がよい結果となり、肺血管の微細構造の抽出及び縦隔構造の抽出能が向上し、病変の検出能が向上する効果がある。

【0148】

以上は、図2に示す画像処理装置200の画像処理部212における基本的な画像処理の態様の説明であるが、以下では、この画像処理装置200における各種操作及び各種表示の態様について説明する。

【0149】

図17は、画像の初期表示および画像処理条件を規定する画質パラメータの登録、再利用のフローチャートを示す図である。

【0150】

ここでは先ず、ここでの処理の対象となる原画像(図3を参照して説明したと

きの入力画像)とその原画像を得たときの撮影機種および撮影条件が入力される(ステップg1)。前述したように、これら原画像と撮影機種および撮影条件は1つのオブジェクトを形成している。図2のハードディスク装置113には、そのようなオブジェクトが多数格納されており、ここでは利用者により、オブジェクトの一覧が表示された図示しないGUI(Graphic User Interface)画面が開かれてその画面上で所望のオブジェクトが選択される。

【0151】

こうすることにより、そのオブジェクトがハードディスク装置113から読み出されてこの図17に示すルーチン内に入力される。尚ここでは、そのオブジェクトは1つのみ選択されるものとして説明するが、例えば図25に示すように同時に複数の医用画像を並べて表示することもあり、その場合は、並べて表示される複数のオブジェクトが選択されることになる。

【0152】

また、このルーチンに入る際に、パスワード入力等により利用者の認証が行なわれており、この画像処理装置には利用者についての情報も与えられている。

【0153】

図3に示す画像処理装置200の画像処理条件記憶部218には、多数の画像処理条件を決定する画質パラメータが記憶されている。この画像処理条件記憶部218には、前述したように、撮影機種および撮影条件に対応した画像処理条件(画質パラメータ)のほか、1つの撮影機種および撮影条件に対応するとともに、さらに1つの医用画像にあらわれる複数の部位(例えば胸部単純X線写真にあらわれる肺野、縦隔、肋骨、心臓、横隔膜等)に応じた画像処理条件(画質パラメータ)など、多数の画像処理条件(画質パラメータ)が、さらに各利用者に対応づけられて記憶されている。

【0154】

図17のステップg2では、それら多数の画質パラメータ(画像処理条件)の中から、この画像処理装置200(図3参照)を今利用している利用者と、ステップg1で入力されたオブジェクト中の撮影機種および撮影条件とに関連づけられた初期値としてのあるいは過去に採用された画質パラメータが抽出され、ステ

ップg3において、そのステップg1で入力されたオブジェクト中の原画像に、ステップg2で抽出された画質パラメータに応じた画質調整処理（画像処理）が行なわれ、ステップg4においてにおいて、その画質調整処理（画像処理）後の初期画像が表示される。ここで、この画質調整処理（画像処理）には、図4を参照して説明した各種の処理が含まれる。

【0155】

次に、その表示された医用画像の画質に不満足な点があるときは、画質パラメータを調整しながら画質調整処理が行なわれ（ステップg5）、最終的に得られた最適な画質パラメータの登録処理が行なわれる（ステップg6）。これにより、撮影機種および撮影条件に対応づけられるとともに、さらにその利用者にも対応づけられた、その利用者にとって最適な画質パラメータが登録される。

【0156】

図18は、図17のステップg4で表示される初期の表示画像の一例を示す図である。この画像は、図3に示す画像処理装置200の画像表示部213により、図1に示す画像表示装置120の表示画面121上に表示される。

【0157】

ここには、胸部正面単純X線写真と、その上部に、マウスによるクリック操作が成される、「ファイル（F）」、「イメージ（I）」、および「ツール（T）」のボタンが表示されている。

【0158】

「ファイル（F）」ボタンをマウスクリックすると「終了（X）」ボタンが表示される。「終了（X）」はこのアプリケーションの終了を意味し、この「終了（X）」ボタンをマウスクリックすると終了確認メッセージボックスが表示される。

【0159】

「イメージ（I）」ボタンをクリックすると画質調整ダイアログボックスが表示される。画質調整ダイアログボックスの詳細については後述する。

【0160】

「ツール（T）」ボタンをクリックすると、「スキヤニング処理（S）」ボタ

ンと「マスキング (M)」ボタンが表示される。「スキヤニング処理 (S)」ボタンをマウスクリックすると、スキヤニングダイアログボックスが表示され、一方、「マスキング (M)」ボタンをクリックすると、マスキングダイアログボックスが表示される。これらスキヤニングダイアログボックスおよびマスキングダイアログボックスの詳細については後述する。

【0161】

図19～図22は、図18の「イメージ (I)」ボタンをマウスクリックしたときに表示される画質調整ダイアログボックスを示す図である。

【0162】

画質調整ダイアログボックスは「階調処理」タグ、「輝度補正処理」タグ、「周波数処理」タグ、「基本処理」タグを有し、図19～図22のうち、図19は「階調処理」タグ、図20は「輝度補正処理」タグ、図21は「周波数処理」タグ、図22は「周波数処理」「基本処理」タグをマウスクリックしたときに表われる画面である。

【0163】

「階調処理」は、階調処理用の画質パラメータ（階調処理パラメータ；表1～表3を参照）の調整用の画面、「輝度補正処理」は、輝度補正処理用の画質パラメータ（輝度補正処理パラメータ；表1～表3を参照）の調整用の画面、「周波数処理」は、周波数処理用の画質パラメータ（周波数パラメータ；表1～表3を参照）の調整用の画面、「基本処理」は基本処理（プリセット選択）用の画面である。

【0164】

図19に示す「階調処理」調整用画面には、図11にも示した、原画像（ここでは階調変換処理前の画像）の画素値と階調変換処理画像の画素値との対応関係を示すカーブ501と、原画像の画素値のヒストグラム502が示されており、その右側には、カーブ501（A点～I点）の値調整用のコンボボックス503が表示されている。この値調整用のコンボボックス503に数値を直接に入力したり、あるいは値調整用の「△」「▽」のマークをマウスクリックして値を調整したり、あるいはカーブ501の各点A～Iをピックアップして上下に動かすと、

その値調整用のコンボボックス 5 0 3 に数値が表示されるとともにカーブ 5 0 1 がその数値に対応したカーブに変更される。

【 0 1 6 5 】

このようにしてカーブ 5 0 1 を調整して「更新」ボタン 5 0 4 をクリックすると、そのときの表示医用画像（図 1 8 参照）の原画像（図 1 7 のステップ g 1 で入力された原画像）に対し、その調整後の階調処理パラメータを反映させた階調処理を含む一連の画質調整処理が行われ、それまでの表示医用画像（図 1 8 参照）に代わり、今回の画質調整後の医用画像が表示される。利用者はこれにより、今回のパラメータ調整の、表示画像へ与える影響を確認することができる。

【 0 1 6 6 】

図 1 9 には、さらに、「初期化」ボタン 5 0 5、「新規保存」ボタン 5 0 6、「保存」ボタン 5 0 7、および「閉じる」ボタン 5 0 8 が示されているが、これらについては後述する。

【 0 1 6 7 】

図 2 0 は、「輝度補正処理」タグをマウスクリックしたときに表われる画面である。

【 0 1 6 8 】

図 2 0 には、「輝度補正処理」タグしか示されていないが、これは図面上省略されているのであって、図 1 9 と同様に、「基本処理」、「周波数処理」、および「階調処理」の各タグも示されており、また、下部には、図 1 9 と同様、「初期化」、「新規保存」、「保存」、「閉じる」の各ボタン 5 0 5 ～ 5 0 8 も示されている。

【 0 1 6 9 】

図 2 0 の画面には、パラメータ調整用コンボボックス 5 1 1 とタイプ選択用コンボボックス 5 1 2 があらわれており、パラメータ調整用コンボボックス 5 1 1 では荷重係数（0. 0 ～ 1 0. 0）およびマスクサイズ（3 ～ 1 2 7）が調整される。荷重係数は、前述した輝度補正処理の説明中で使用した（2）式の係数 $w e i g h t$ の値であり、マスクサイズは（1）式にあらわれる $H(x, y)$ のサイズである。

【0170】

また、タイプ選択用コンボボックス512では、図8に示すカーブ（ここには実線のカーブと一点鎖線のカーブが示されている）のうちのいずれかが選択される。

【0171】

「更新」ボタン514をマウスクリックすると、図17のステップg1で入力した原画像に今回調整した輝度補正処理用のパラメータを反映させた画質調整処理が施され、図18に示す、それまで表示されていた医用画像に代えて、今回新たに行なわれた画質調整処理後の医用画像が表示される。

【0172】

図21は、「周波数処理」タグをマウスクリックしたときに表われる画面であり、これらの画面では周波数処理用のパラメータなどが調整される。

【0173】

図21には、「周波数処理」タグしか示されていないが、図20の場合と同様、これは図面上省略されているのであって、図19と同様に、「基本処理」、「輝度補正処理」、および「階調処理」の各タグも示されており、また、下部には、図19と同様、「初期化」、「新規保存」、「保存」、「閉じる」の各ボタン505～508も示されている。

【0174】

図21の画面には、パラメータ調整用コンボボックス521とタイプ選択用コンボボックス522と、上下限值調整欄523があらわれており、パラメータ調整用コンボボックス521では、荷重係数（-10.0～10.0）およびマスクサイズ（3～127）が調整される。荷重係数は、前述した周波数処理の説明中で使用した（3）式の係数 W_1 、 W_2 （ただしここでは $W_2 = -W_1$ とする）の値であり、マスクサイズはインパルス応答配列 $H(x, y)$ のサイズである。

【0175】

また、タイプ選択用コンボボックス522では、図13に示すような複数の周波数強調タイプの中からいずれかの周波数強調タイプが選択され、さらに上下限值調整欄523では、その選択された周波数強調タイプが適用される下限値（L

ower) および上限値 (Upper) が調整される。

【0176】

「更新」ボタン524をマウスクリックすると、図17のステップg1で入力した原画像に、今回調整した周波数処理用のパラメータを反映させた画質調整処理が施され、図18に示すような、それまで表示されていた医用画像に代えて、今回新たに行なわれた画質調整処理後の医用画像が表示される。

【0177】

図22は、「基本処理」タグをマウスクリックしたときに表われる画面であり、これらの画面には各タグに共通なボタンが配置されている。

【0178】

図22には、「基本処理」タグしか示されていないが、図20、図21と同様の理由によるものであり、図19と同様に、「周波数処理」、「輝度補正処理」、および「階調処理」の各タグも示されており、また、下部には、図19と同様、「初期化」、「新規保存」、「保存」、「閉じる」の各ボタン505～508も示されている。

【0179】

この図22の画面には、撮影条件選択用コンボボックス531とパラメータ調整用コンボボックス532が示されている。撮影条件選択用コンボボックス531では撮影条件が選択され、パラメータ調整用コンボボックス532では、画質が選択される。ここでいう「画質」は、1つの医用画像（例えば胸部X線画像）中にあらわれる複数の部位（肺野、縦隔、肋骨、心臓、横隔膜など）に対応づけられたものである。

【0180】

「削除」ボタン533をクリックすると、パラメータ調整用コンボボックス532で選択された部位に関する階調処理、輝度補正処理、および周波数処理のパラメータが削除される。

【0181】

また、「更新」ボタン534をクリックすると、今回設定した画質パラメータにより画質調整処理の行なわれた医用画像が表示される。

【0182】

ここで、図19～図22の各更新ボタン504、514、524、534はいずれも同一の作用を成すものであり、いずれの画面で更新ボタンをマウスクリックしても、最新に調整された階調処理、輝度補正処理、および周波数処理の全てのパラメータが反映された画質調整処理が行なわれる。

【0183】

また、図19に代表的に示す「初期化」ボタン505は、それをマウスクリックすると、今回調整された、「保存」ボタン507（あるいは「新規保存」ボタン506）をマウスクリックする前の画質パラメータが全て元の値に戻される。

【0184】

また、「新規保存」ボタン506は、それをマウスクリックすると、それまで調整した画質パラメータが基本処理画面（図22参照）で設定された撮影条件や部位（「画質」）と対応づけられて、表1～表3に例示するような、新たな画像処理条件が作成される。

【0185】

また、「保存」ボタン507は、それをマウスクリックすると、図17のステップg2で抽出された初期の画像処理条件が、今回調整した画質パラメータをもつ画像処理条件に書き換えられる。

【0186】

「閉じる」ボタン508は、この画質調整ダイアログボックス（図19～図22）が閉じられる。

【0187】

本実施形態では、以上のようにして、画質パラメータ（画像処理条件）の追加、更新、削除が行なわれる。

【0188】

図23は、マスキングダイアログボックスを示す図である。このマスキングダイアログボックスは、図18の画面上で「ツール（T）」ボタンをマウスクリックし、それによって表示されたボタンのうちの「マスキング（M）」ボタンをクリックすることにより表示される。

【 0 1 8 9 】

この図 2 3 に示すマスキングダイアログボックスには、マスクパラメータ設定欄 5 4 1 と画質コンボボックス 5 2 4 が表示されている。これらの説明は後に回す。

【 0 1 9 0 】

図 2 4 は、マスキング処理の行なわれた医用画像の一例を示す図である。

【 0 1 9 1 】

マスキング処理が行なわれると、設定された関心領域 5 4 3 のみ本来の画像が表示され、その関心領域 5 4 3 を除く領域は、指定された係数（マスクレベル）に応じた輝度にまで下げられた暗い画像が表示される。

【 0 1 9 2 】

図 2 3 に戻ってこの図 2 3 のマスキングダイアログボックスについて説明する。

【 0 1 9 3 】

このマスキングダイアログボックスのマスクパラメータ設定欄 5 4 1 では、関心領域の形状（マスク形状；矩形又は円形）、関心領域を除く領域の明るさ（マスクレベル）、関心領域の寸法（マスクサイズ X、マスクサイズ Y）、関心領域内の画像の倍率、および「同期連動」（後述する）のオン／オフが設定される。関心領域の中心点は、図 1 8 に示す画面上の所望の位置にマスクカーソルを合わせてクリックすることにより、指定される。

【 0 1 9 4 】

図 2 5 は、医用画像が 2 枚並べて表示された状態を示す図である。

【 0 1 9 5 】

この実施形態では図 1 7 のステップ g 1 において、原画像とともにもう 1 つの画像（比較画像）を入力し、図 2 5 に示すようにそれら 2 枚の医用画像を並べて表示する態様を有する。この場合に、「同期連動」をオンにすると、「同期連動処理」が行なわれ、原画像について指定された関心領域の位置や寸法がそのまま比較画像についても有効となり、2 つの医用画像について同一の関心領域が設定される。こうすることにより同一患者の過去と現在の画像を並べて比較観察する。

など、観察に便宜となる。

【0196】

また、図23のマスキングダイアログボックスの画質コンボボックス542では、「画質」、「画質適用」、「自動認識適用」が設定される。

【0197】

「画質」では、その関心領域について、その表示画像に現れた複数の部位のうちどの部位の観察に適した画質パラメータを用いた画質調整処理を行なうかが指定される。

【0198】

また、「画質適用」では、指定された関心領域について「画質」で選択された画質パラメータを用いた画質調整処理を行なうか、あるいは、元の画質の、単にマスキング処理のみを行なうかが選択される。

【0199】

また、「自動認識処理」は、これがオンの場合、表示画像の関心領域に現れた部位を自動認識し、その認識された部位に応じた画質調整処理が行なわれて表示画像に反映される。この場合、「画質」の欄で部位が指定されていても自動認識された部位の方が優先される。

【0200】

図26は、マスキング処理のフローチャートである。

【0201】

ここでは、まず原画像や、マスキング処理のための各種のパラメータやフラグが入力され、また、必要に応じて比較画像も入力される（ステップh1）。これらのうち、原画像および比較画像は、図17のステップg1であらかじめ入力され、パラメータやフラグは、図23のマスキングダイアログボックス上で入力される。

【0202】

次のステップh2では、以下のようにして、マスク画像が生成される。

【0203】

原画像を $S(x, y, z, t, b)$ 、マスク画像を $D(x, y, z, x, b)$

とする。ここで、 x , y , z , t , b は、前述のとおり、それぞれ、水平方向の位置、垂直方向の位置、奥行き、時間、帯域を表している。 z （奥行き）は、MRI等で得られるような3次元情報を扱う場合であり、 t （時間）は、超音波、内視鏡等時間情報（動画）を扱う場合であり、 b （帯域）は、例えばR, G, B 3色の画像を扱う場合のR, G, Bの区別等である。

【0204】

また、マスクレベル（0.0～1.0）をLevel、黒色のピクセル値をBlackとしたとき、式

$$D(x, y, z, t, b) = (1.0 - \text{Level}) \cdot S(x, y, z, t, b) + (\text{Level} \cdot \text{Black})$$

… (5)

に基づいてマスク画像 $D(x, y, z, t, b)$ が作成される。このマスク画像 $D(x, y, z, t, b)$ は、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の輝度がマスクレベルLevelに応じて低下した画像である。

【0205】

ステップh3では、自動部位認識適用フラグのオン／オフが判定され、自動部位認識処理フラグがオンのとき、ステップh4で自動部位認識処理が実行される。自動部位認識処理については後述する。

【0206】

また、ステップh5では画質調整処理適用フラグのオン／オフが判定され、オンの時はステップh6に進んで画質調整処理が実行される。

【0207】

また、ステップh7では、関心領域の拡大／縮小処理が行なわれ、ステップh8では、マスク画像のうちの関心領域の部分が画質処理調整処理後の関心領域のみを抽出した画像（関心領域画像）に置き換えられる。

【0208】

さらに、ステップh9では、同期連動処理適用フラグのオン／オフが判定され、オンの場合は、ステップh10において、比較画像に対してもステップh2～h8の処理が行なわれる。

【0209】

ステップ h 1 1 では、そのようにしてマスキング処理の行なわれた画像が表示される。

【0210】

ステップ h 1 2 では、利用者に対する次のマウス操作がマスキング処理の終了を示しているかあるいは新たな関心領域を指定するなど新たなマスキング処理の指示であるかが判定され、終了処理の場合はこのマスキング処理を終了しマスキング画像を閉じてマスキングのない通常の表示画像に戻り、新たなマスキング処理が指定されたときはステップ h 3 に戻る。

【0211】

以上のようなマスキング処理により、関心領域について観察しやすい画像が表示される。

【0212】

図 2 7 は、スキャニングダイアログボックスを示す図である。このスキャニングダイアログボックスは、図 1 8 の画面上で「ツール (T)」ボタンをマウスクリックし、それによって表示されたボタンのうち「スキャニング (S)」ボタンをクリックすることにより表示される。

【0213】

この図 2 7 に示すスキャニングダイアログボックスには、スキャニングパラメータ設定欄 5 5 1 と画質コンボボックス 5 5 2 が表示されている。これらの説明は後に回す。

【0214】

図 2 8 は、スキャニング処理の行なわれている表示画像を示す図である。

【0215】

スキャニング処理が行なわれると、関心領域 5 5 3 のみ表示され、その関心領域 5 5 3 を除く領域は、マスキングされる。この関心領域 5 5 3 は、この図 2 8 に示す例では画面の上から下に向かってスキャンする。

【0216】

図 2 7 に戻ってこの図 2 7 のスキャニングダイアログボックスについて説明す

る。

【0217】

このスキヤニングダイアログボックスのスキヤニングパラメータ設定欄551では、スキヤン方向（垂直方向又は水平方向）、マウスキャプチャ（オン：繰り返しスキヤンする／オフ：1回のみスキヤンする）、関心領域の寸法（スキヤンサイズX、スキヤンサイズY）、関心領域内の画像の倍率、および「同期連動」のオン／オフが設定される。関心領域の中心点は、図1に示す画面上の所望の位置にマウスカーソルを合わせてクリックすることにより、指定される。

【0218】

「同期連動」をオンにすると同期連動処理が行なわれ、原画像について指定された関心領域や寸法がそのまま比較画像についても有効となり、2つの表示画像について同一の関心領域が設定される。その関心領域が同期して同一方向にスキヤンされる。こうすることにより同一患者の過去と現在の画像を並べて比較観察するなど、観察に便宜となる。このスキヤニング処理は人体の左右の対称性を調べるのに有効である。スキヤン方向として「水平」を設定することができるようになっているのは、画像を横向きに表示した場合などに対処するためである。

【0219】

また、図27のスキヤニングダイアログボックスの画質コンボボックス552では、「画質」、「画質適用」、「自動認識適用」が設定される。これらは、図23のマスキング処理画面の画質コンボボックス542の場合と同一であり、重複説明は省略する。

【0220】

図29は、スキヤニング処理のフローチャートである。

【0221】

ここでは、まず原画像や、スキヤニング処理のための各種パラメータやフラグが入力され、また、必要に応じて比較画像も入力される（ステップj1）。これらのうち、原画像及び比較画像は、図17のステップg1であらかじめ入力され、その他のパラメータやフラグは、図27のスキヤニングダイアログボックス上で入力される。

【 0 2 2 2 】

次のステップ i 2 では、自動部位認識適用フラグのオン／オフが判定され、自動部位認識処理フラグがオンのときは、ステップ i 3 で自動部位認識処理が実行される。

【 0 2 2 3 】

また、ステップ i 4 では画質調整処理適用フラグのオン／オフが判定され、オンのときはステップ i 5 に進んで画質調整処理が実行される。

【 0 2 2 4 】

また、ステップ i 6 では関心領域の拡大／縮小処理が行なわれ、さらに、ステップ i 7 では、同期連動処理適用フラグのオン／オフが判定され、オンの場合は、ステップ i 8 において、比較画像に対してもステップ i 2 ～ i 6 の処理が行なわれる。

【 0 2 2 5 】

ステップ i 9 では、そのようにしてスキヤニング処理の行なわれた画像が表示される。

【 0 2 2 6 】

ステップ i 1 0 では、利用者によるスキヤニング処理の終了指示が行なわれたか否かが判定され、終了指示の場合は、このスキヤニング処理を終了してスキヤニング画面を閉じて通常の表示画像に戻る。

【 0 2 2 7 】

ステップ i 1 1 では、関心領域の 1 回のスキャンが終了したか否かが判定され、いまだ終了していないときは、ステップ i 2 に戻り、前回の関心領域より位置が少し移動した関心領域について同様の処理が繰り返される。

【 0 2 2 8 】

ステップ i 1 1 では 1 回のスキャンが終了した旨判定されるとステップ i 1 2 に進み、マウスキャプチャ処理適用フラグのオン／オフが判定される。マウスキャプチャ処理が適用されないときはスキヤニング処理が終了し、マウスキャプチャ処理が適用されるときは、ステップ i 2 に戻り、先頭位置に戻った関心領域について同様の処理が繰り返される。

【0229】

尚、スキヤニング処理実行中にマウス操作することにより関心領域が停止し、再度のマウス操作により関心領域のスキヤンが続行される。

【0230】

図30は、自動部位認識処理フローチャートを示す図である。この自動部位認識処理は、マスキング処理（図26）のステップh4、あるいはスキヤニング処理（図29）のステップi3で実行される。ただし、図30の自動部位認識処理のうちステップj1は、初回のみ実行され、同一の画像についての2回目以降はステップj2のみ実行される。

【0231】

ステップj1では、その1枚の医用画像中の各部位の位置を表わすマップデータが作成され、ステップj2では、その作成されたマップデータに基づいて関心領域にあらわれた部位が認識される。

【0232】

図31～図42は、図30のステップj1におけるマップデータ作成処理手順の説明図である。ここで胸部正面X線単純撮影画像における各部位の認識処理について説明する。

【0233】

(1) 原画像の画素を1/8に間引して縮小画像を生成する（図31）。

【0234】

(2) 輝度をしきい値処理することにより「体の外」を求める（図32）。

【0235】

(3) その「体の外」601に隣接するという位置情報としきい値処理とにより「皮下」602を求める（図33）。

【0236】

(4) 「体の外」と「皮下」が輝度値上急激に切断されているという情報から「遮蔽板」603を求める（図34）。

【0237】

(5) 画像上の位置情報およびしきい値処理を基に「右肺」604を求める（

図 3 5)。

【 0 2 3 8】

(6) 画像上の位置情報およびしきい値処理を基に「左肺」 6 0 5 を求める (図 3 6)。

【 0 2 3 9】

(7) 画像上の位置情報と左右の肺部に挟まれているという寸法情報とから「心臓」 6 0 6 を求める (図 3 7)。

【 0 2 4 0】

(8) 画像上の位置情報を基に「横隔膜」 6 0 7 を求める (図 3 8)。

【 0 2 4 1】

(9) 画像上の位置情報を基に「脊椎」 6 0 8 を求める (図 3 9)。

【 0 2 4 2】

(10) 画像上の位置情報を基に「縦隔」 (脊椎や心臓以外) 6 0 9 を求める (図 4 0)。

【 0 2 4 3】

(11) 画像上の位置情報を基に「腹部」 6 1 0 を求める (図 4 1)。

【 0 2 4 4】

(12) 画像上の位置情報を基に「右肩」、「右腋の下」、「左肩」、「左腋の下」 (領域 6 1 1) を求める (図 4 2)。この図 4 2 では領域 6 1 1 は一体的に示されているが、この領域の下 1 / 3 が腋の下であり上 2 / 3 が肩であるなど、幾何的に「右肩」、「右腋の下」、「左肩」、「左腋の下」の各領域を区分する。

【 0 2 4 5】

図 3 0 のステップ j 1 では、このような手段により、各部位のマップデータが求められる。

【 0 2 4 6】

図 3 0 のステップ j 2 では、関心領域の中心座標点が、どの部位に相当するかが認識される。

【 0 2 4 7】

本実施形態では、以上のようにして利用者にとって観察しやすい画像が表示される。

【0248】

尚、以上述べた実施形態ではX線写真を医用画像とする例を中心に説明したが、本発明はX線写真に限らず、例えば超音波診断装置による医用画像、胃カメラによる医用画像、MRIによる医用画像等、様々な医用画像に適用することができるものである。

【0249】

以下、本発明の各種形態を付記する。

【0250】

(付記1) 放射線画像に画像処理を施す画像処理装置において、
放射線画像を得るときの撮影機種および撮影部位に応じた、放射線画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

放射線画像と、該放射線画像を得たときの撮影機種および撮影部位とを取得するデータ取得部、および

前記データ取得部で得た撮影機種および撮影部位と同一の撮影機種および撮影部位に対応する画像処理条件を前記画像処理条件記憶部から読み出して、前記データ取得部で得た放射線画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする画像処理装置。(1)

(付記2) 医用画像に画像処理を施す画像処理装置において、

医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部、および

前記データ取得部で得た撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件を前記画像処理条件記憶部から読み出して、前記データ取得部で得た医用画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする画像処理装置。(2)

(付記3) 前記画像処理部が、前記データ処理部で得られた医用画像に、

少なくとも階調変換処理と周波数強調処理とを施すものであって、

前記画像処理条件記憶部が、撮影機種および撮影条件に応じた、階調変換関数および医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を記憶するものであることを特徴とする付記 2 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 1 】

(付記 4) 前記画像処理部が、階調変換処理の前段に、前記データ取得部で得られた医用画像に、医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数としたダイナミックレンジ圧縮関数を用いた輝度補正処理を施すものであることを特徴とする付記 3 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 2 】

(付記 5) 前記画像処理条件を、操作に応じて、追加、変更、および削除する画像処理条件操作部を備えたことを特徴とする付記 2 記載の画像処理装置。

(3)

(付記 6) 前記画像処理部で画像処理の施された後の医用画像を表示する画像表示部を備えたことを特徴とする付記 2 記載の画像処理装置。(4)

(付記 7) 前記画像表示部に表示された医用画像上に、所望の関心領域を、操作に応じて指定する関心領域指定部を備え、

前記画像表示部は、医用画像を、前記関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を下げて表示するものであることを特徴とする付記 6 記載の画像処理装置。(6)

(付記 8) 前記関心領域指定部は、操作に応じて、前記画像表示部に表示された医用画像上に所望の関心領域を指定するとともに該関心領域以外の領域の輝度の低下の程度を表わす係数を指定するものであって、

前記画像表示部は、医用画像を、前記関心領域指定部で指定された関心領域を除く領域の輝度を該関心領域指定部で指定された係数に応じた輝度にまで下げて表示するものであることを特徴とする付記 7 記載の画像処理装置。(7)

(付記 9) 1 つの医用画像に表われた複数の部位の位置を認識する部位認識部を備え、

前記画像処理部は、前記関心領域指定部で指定された関心領域に、前記部位認識部で認識された部位のうちの該関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理を施すものであることを特徴とする付記 7 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 3 】

(付記 1 0) 前記画像表示部は複数の医用画像を並べて表示するものであって、

前記画像表示部は、前記関心領域指定部により該画像表示部に表示された複数の医用画像のうちの 1 つの医用画像について指定された関心領域と同一の関心領域を該複数の医用画像に適用して、該複数の医用画像を、各医用画像の関心領域を除く領域の輝度を下げて表示するものであることを特徴とする付記 7 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 4 】

(付記 1 1) 前記画像表示部に表示された医用画像上に関心領域を設定して該関心領域を所定方向に移動させるスキヤニング処理を、操作に応じて指定するスキヤニング処理指定部を備え、

前記画像表示部は、前記スキヤニング処理指定部によるスキヤニング処理の指定に応じて、関心領域が順次移動した、該関心領域を除く領域の輝度が低下した医用画像を表示するものであることを特徴とする付記 6 記載の画像処理装置。(8)

(付記 1 2) 1 つの医用画像に表われた複数の部位の位置を認識する部位認識部を備え、

前記画像処理部は、順次移動する関心領域に、前記部位認識部で認識された部位のうちの順次移動する関心領域にあらわれた部位に応じた画像処理を施すものであることを特徴とする付記 1 1 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 5 】

(付記 1 3) 前記画像表示部は、前記スキヤニング処理指定部によるスキヤニング処理の指定に応じて、同一タイミングで同一位置に同一の関心領域が設定されるとともに該関心領域が同一速度で同期して移動する複数の医用画像を並べて表示するものであることを特徴とする付記 1 0 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 6 】

(付記 1 4) 前記データ取得部は、前記医用画像としての放射線画像を取得するものであることを特徴とする付記 2 記載の画像処理装置。

【 0 2 5 7 】

(付記 1 5) 医用画像に画像処理を施す画像処理方法において、
医用画像を得るときの撮影機種および撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておき、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得して、
取得した医用画像に、取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すことを特徴とする医用画像処理方法。(9)

(付記 1 6) コンピュータシステムを、医用画像に画像処理を施す画像処理装置として動作させるためのプログラムを記憶した画像処理プログラム記憶媒体において、

前記画像処理プログラムが、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影機種および撮影条件とを取得するデータ取得部と、

前記データ取得部で取得した医用画像に、該データ取得部で取得した撮影機種および撮影条件と同一の撮影機種および撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部とを有するものであることを特徴とする画像処理プログラム記憶媒体。(1 0)

【 0 2 5 8 】

【発明の効果】

以上、説明したように、本発明によれば、医用画像の種類によらず常に適切な画像処理を行ない常に診断能の高い画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

パーソナルコンピュータの外観斜視図である。

【図 2】

パーソナルコンピュータのハードウェア構成図である。

【図 3】

本発明の画像処理装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【図 4】

図 3 に示す画像処理装置中の画像処理部の詳細ブロック図である。

【図 5】

本発明の記憶媒体の一実施形態を示す模式図である。

【図 6】

輝度補正処理の原理説明図である。

【図 7】

輝度補正処理プログラムのフローチャートである。

【図 8】

輝度補正処理曲線を示した図である。

【図 9】

コンボリューション処理ルーチンを表わすフローチャートである。

【図 1 0】

階調処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 1】

原画像の画素値と階調変換画像の画素値との対応関係を表わすグラフである。

【図 1 2】

非線形変換曲線データ作成処理を示すフローチャートである。

【図 1 3】

原画像の画素値に対する、周波数強調の度合いを表わす周波数係数を示す図である。

【図 1 4】

周波数処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 5】

ヒストグラム解析及びウィンドウ処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 6】

本実施形態による処理の効果の一例を示す図である。

【図 1 7】

画像の初期表示および画像処理条件を規定する画質パラメータの登録、再利用のフローチャートを示す図である。

【図 1 8】

初期の表示画像の一例を示す図である。

【図 1 9】

画質調整ダイアログボックス（階調処理）を示す図である。

【図 2 0】

画質調整ダイアログボックス（輝度補正処理）を示す図である。

【図 2 1】

画質調整ダイアログボックス（周波数処理）を示す図である。

【図 2 2】

画質調整ダイアログボックス（基本処理）を示す図である。

【図 2 3】

マスキングダイアログボックスを示す図である。

【図 2 4】

マスキング処理の行なわれた医用画像の一例を示す図である。

【図 2 5】

医用画像が 2 枚並べて表示された状態を示す図である。

【図 2 6】

マスキング処理のフローチャートである。

【図 2 7】

スキャニングダイアログボックスを示す図である。

【図 2 8】

スキャニング処理の行なわれている医用画像を示す図である。

【図 2 9】

スキャニング処理のフローチャートである。

【図 3 0】

自動部位認識処理フローチャートを示す図である。

【図 3 1】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 2】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 3】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 4】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 5】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 6】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 7】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 8】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 3 9】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 4 0】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 4 1】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【図 4 2】

マップデータ作成処理手順の説明図である。

【符号の説明】

10 フロッピーディスク

11 CD-ROM

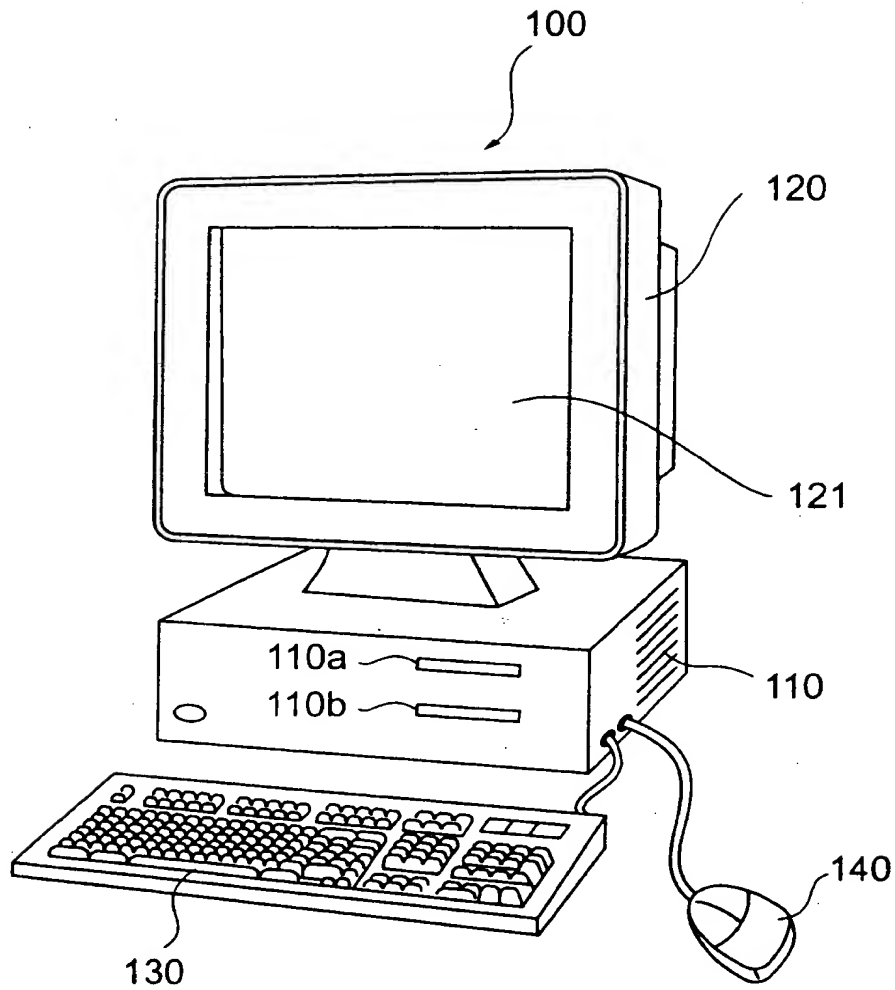
100 パーソナルコンピュータ

- 1 1 0 本体装置
- 1 1 0 a フロッピーディスク装填口
- 1 1 0 b C D - R O M 装填口
- 1 1 1 C P U
- 1 1 2 主メモリ
- 1 1 3 ハードディスク装置
- 1 1 4 F D ドライブ
- 1 1 5 C D - R O M ドライブ
- 1 1 6 入力インタフェース
- 1 1 7 出力インタフェース
- 1 2 0 画像表示装置
- 1 3 0 キーボード
- 1 4 0 マウス
- 2 0 0 画像処理装置
- 2 1 1 データ取得部
- 2 1 2 画像処理部
- 2 1 2 1 輝度補正処理
- 2 1 2 2 階調処理
- 2 1 2 3 周波数処理
- 2 1 2 4 ヒストグラム解析およびウィンドウレベル処理
- 2 1 3 画像表示部
- 2 1 4 部位認識部
- 2 1 5 画像処理条件操作部
- 2 1 6 関心領域指定部
- 2 1 7 スキャニング処理指定部
- 2 1 8 画像処理条件記憶部
- 3 0 0 画像処理プログラム記憶媒体
- 3 1 0 画像処理プログラム
- 3 1 1 データ取得部

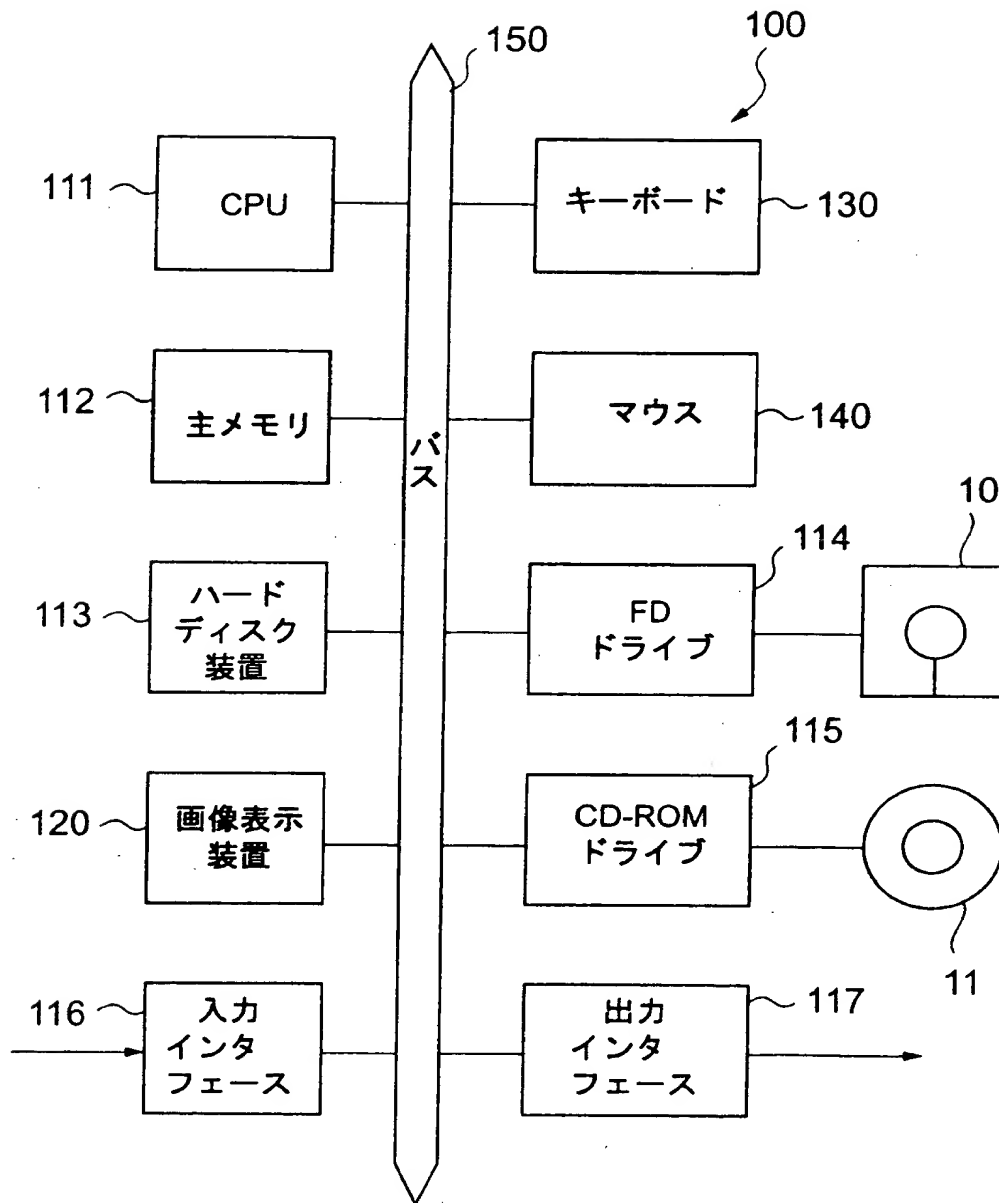
- 3 1 2 画像処理部
- 3 1 3 画像表示部
- 3 1 4 部位認識部
- 3 1 5 画像処理条件操作部
- 3 1 6 関心領域指定部
- 3 1 7 スキャニング処理指定部

【書類名】 図面

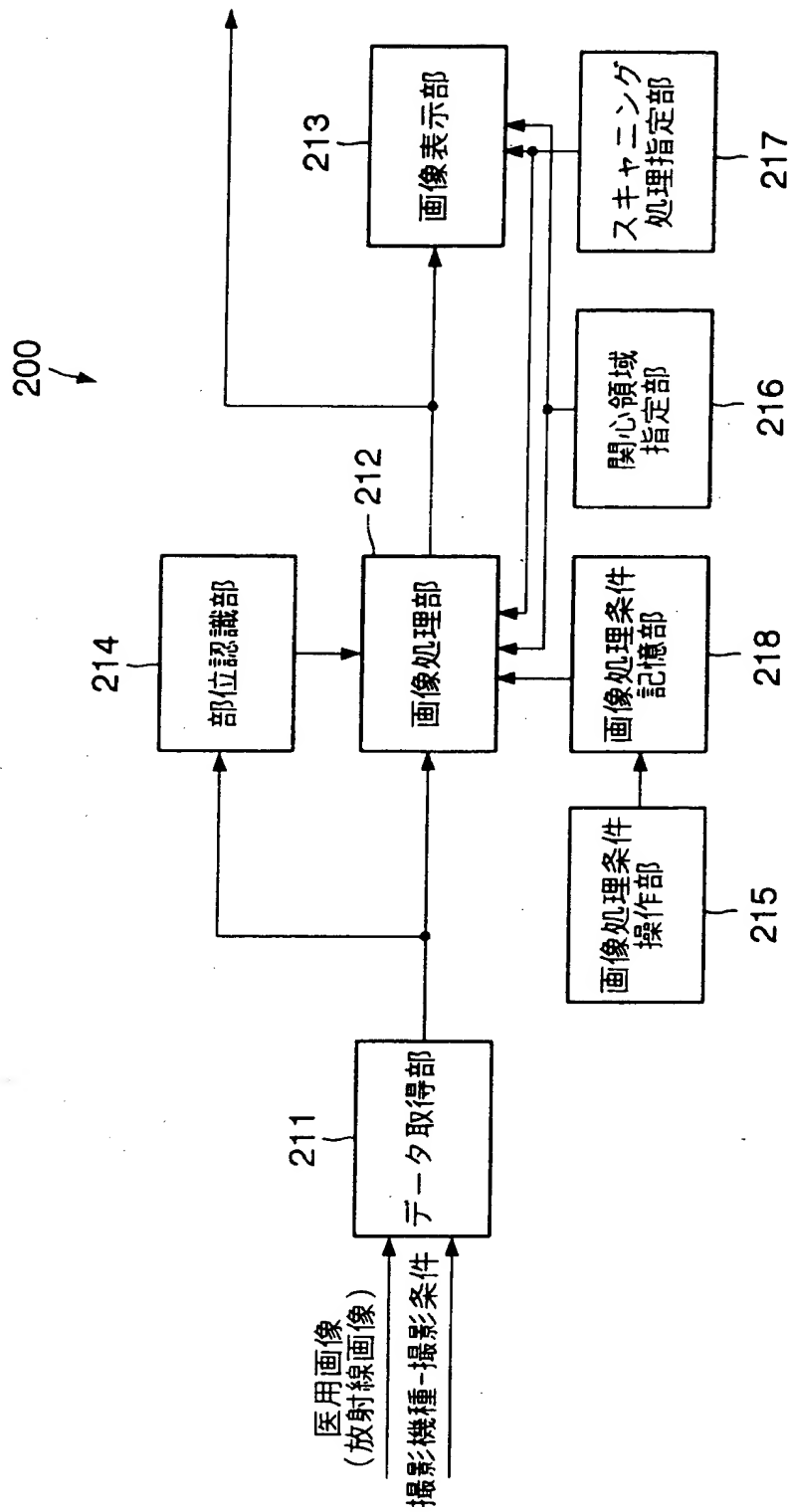
【図 1】



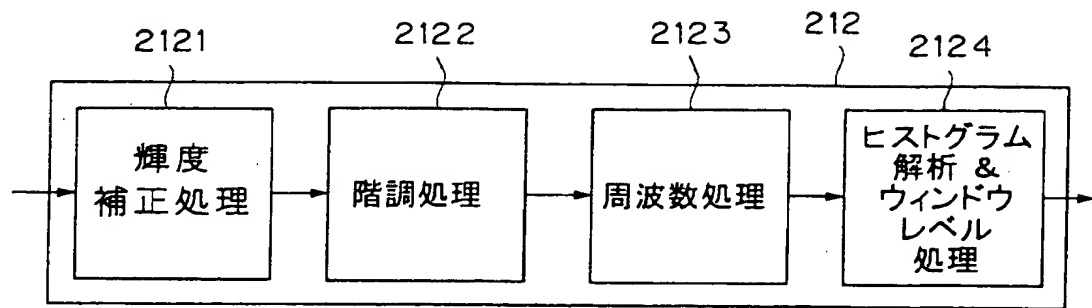
【図 2】



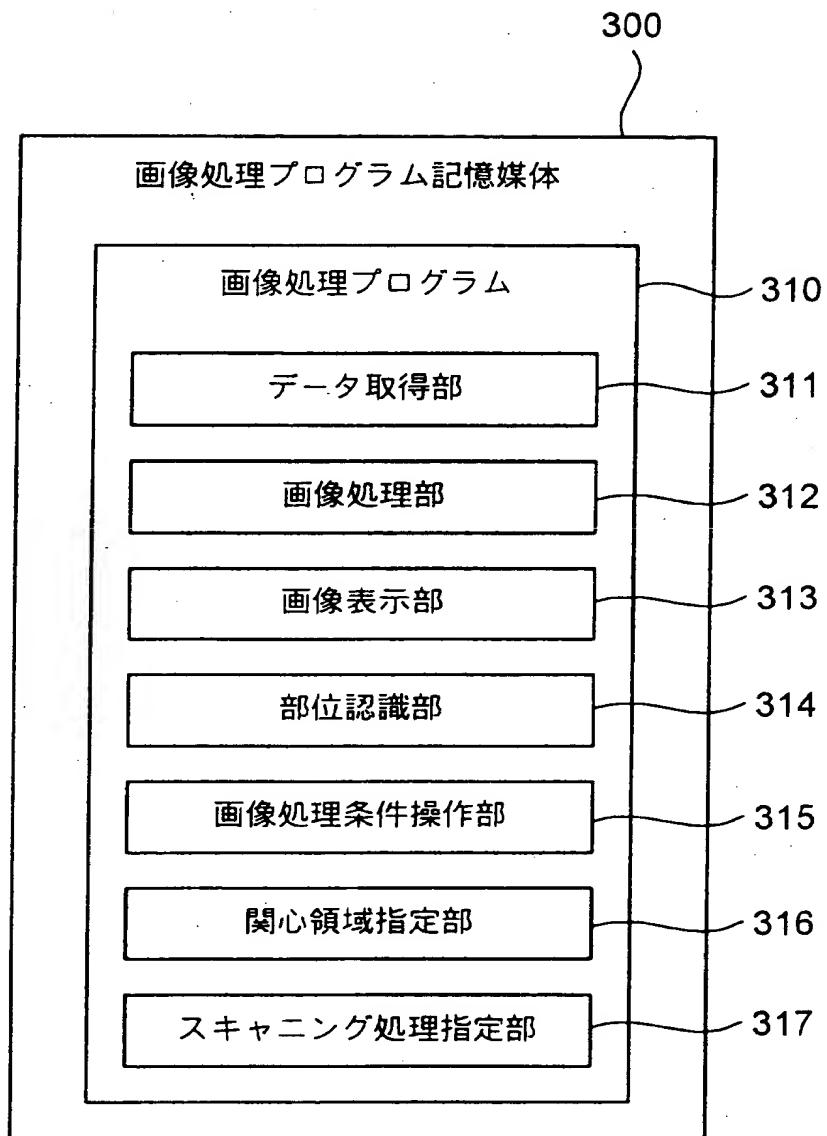
【図 3】



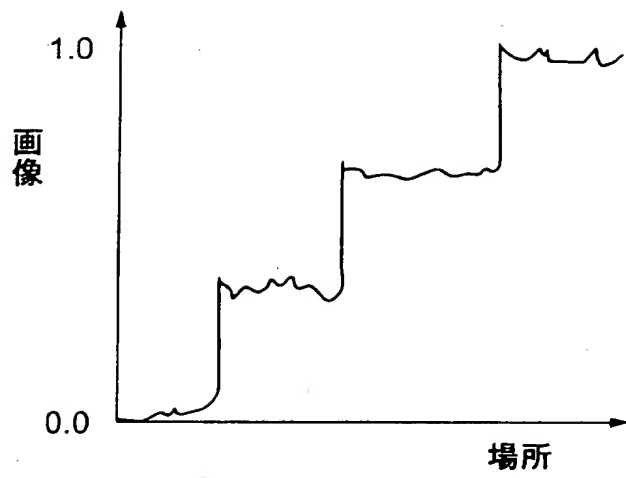
【図 4】



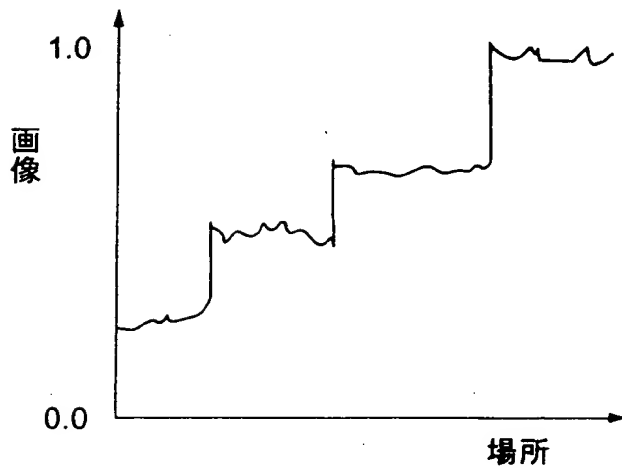
【図 5】



【図 6】

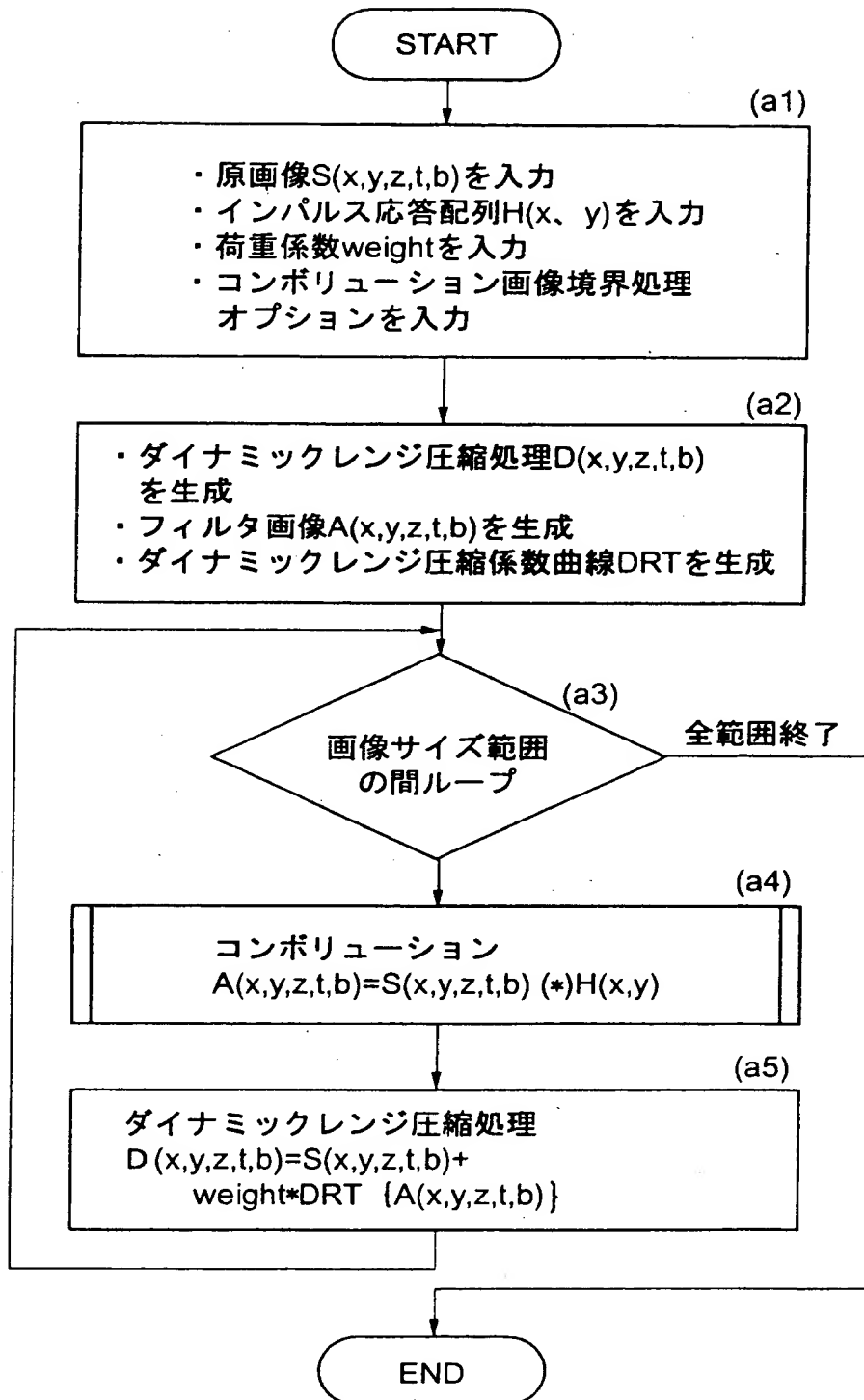


(A)处理前

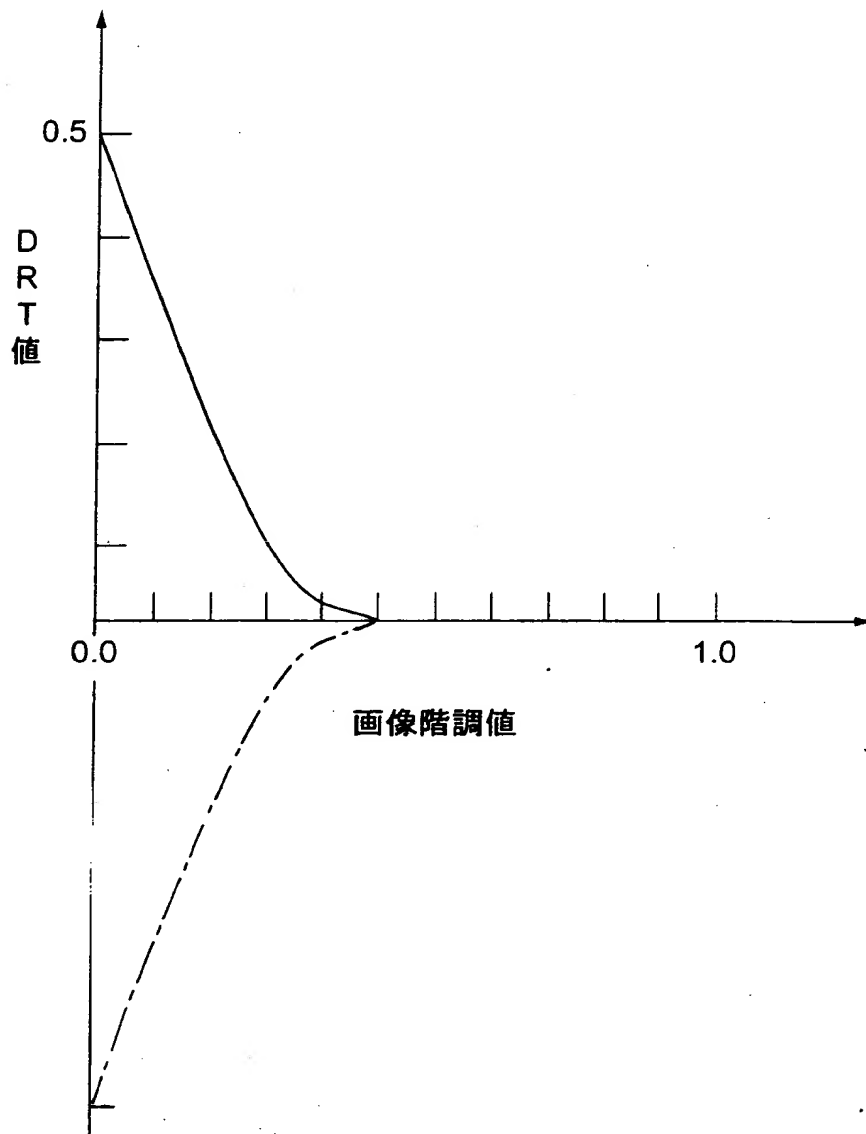


(B)处理后

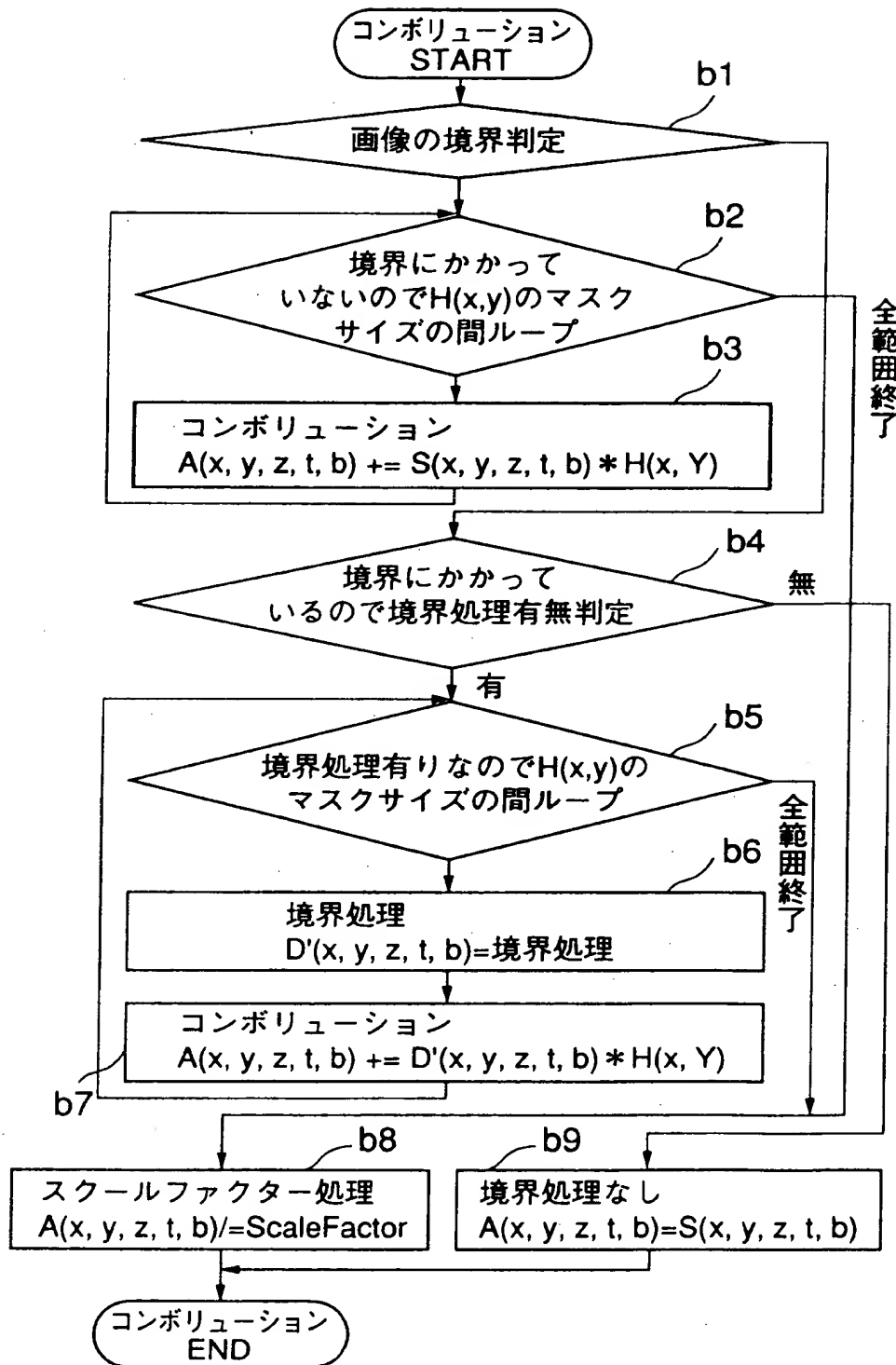
【図 7】



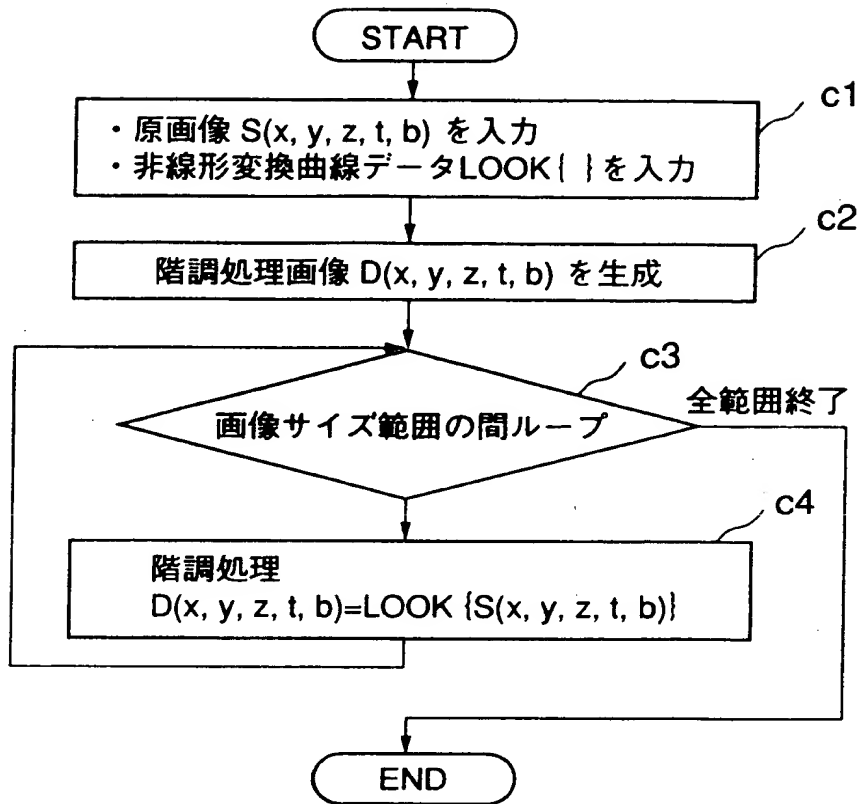
【図 8】



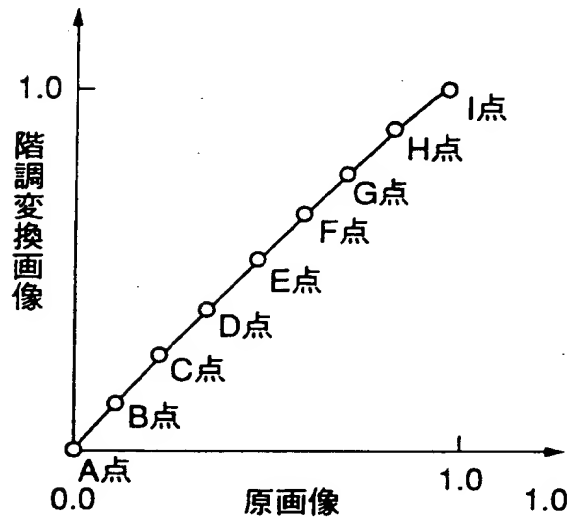
【図 9】



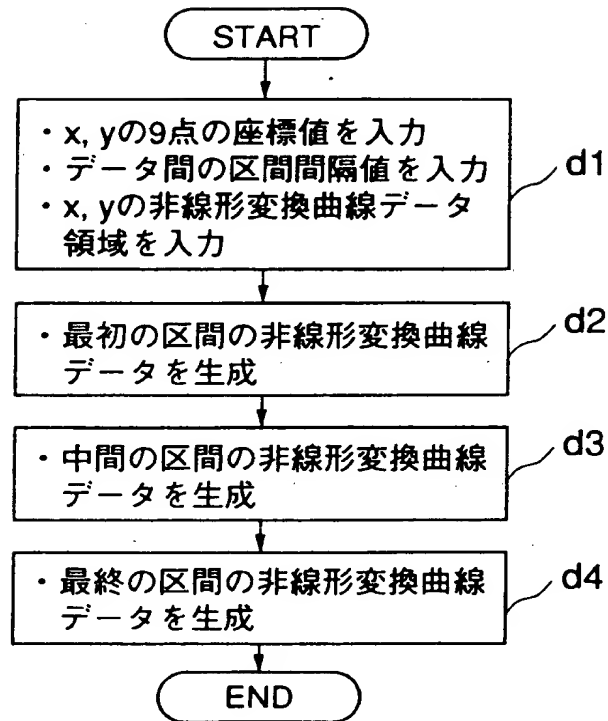
【図 1 0】



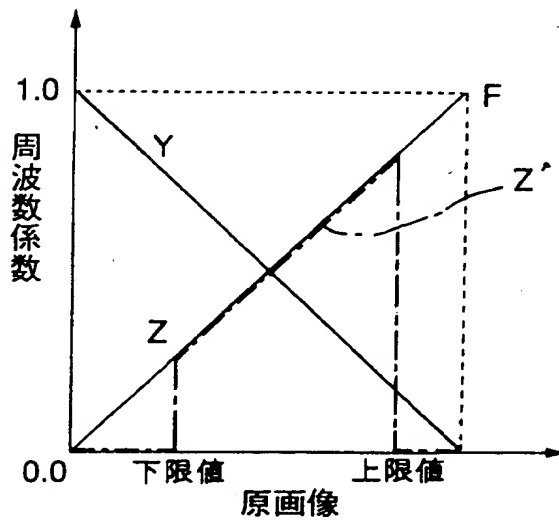
【図 1 1】



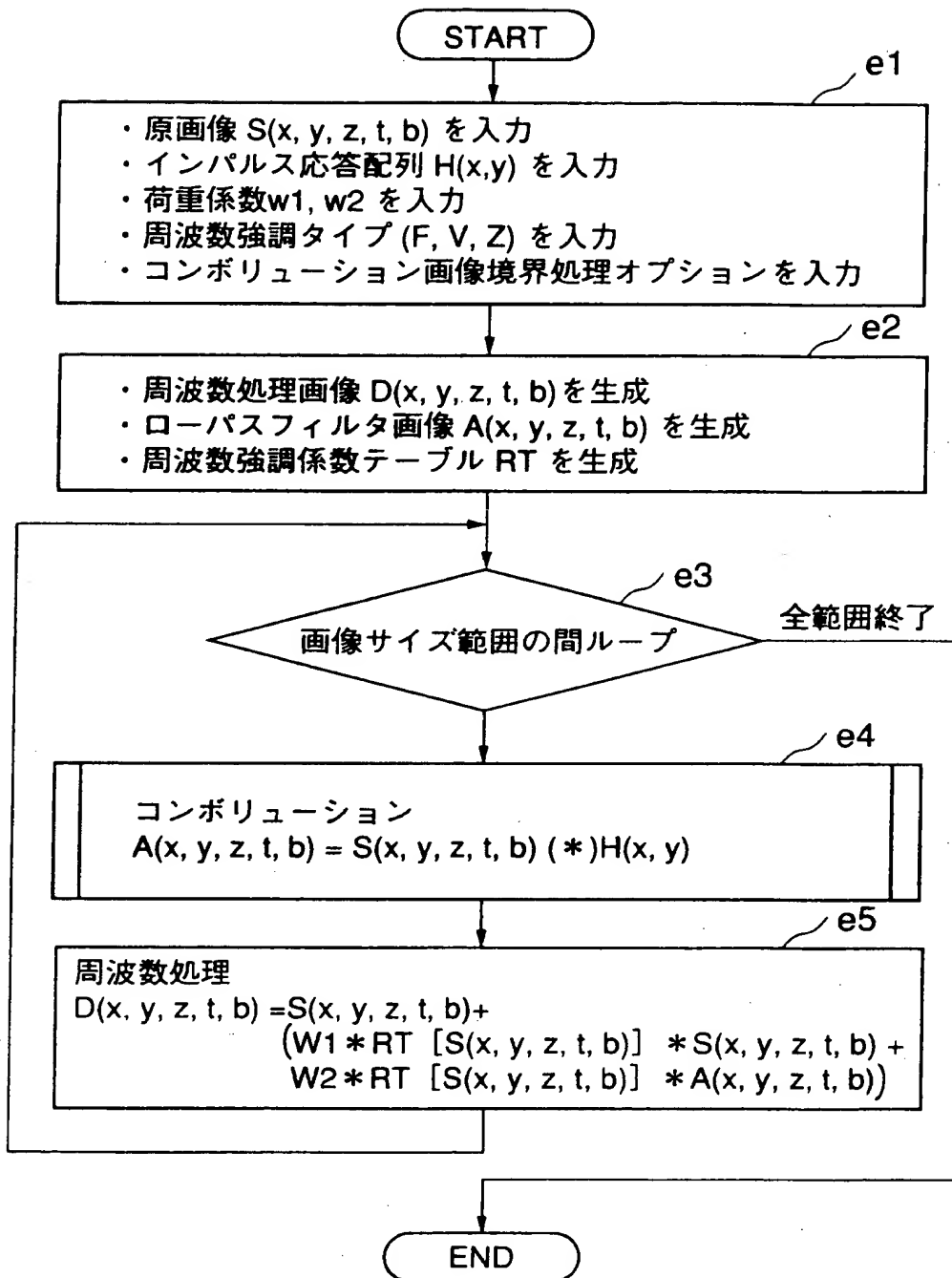
【図 1 2】



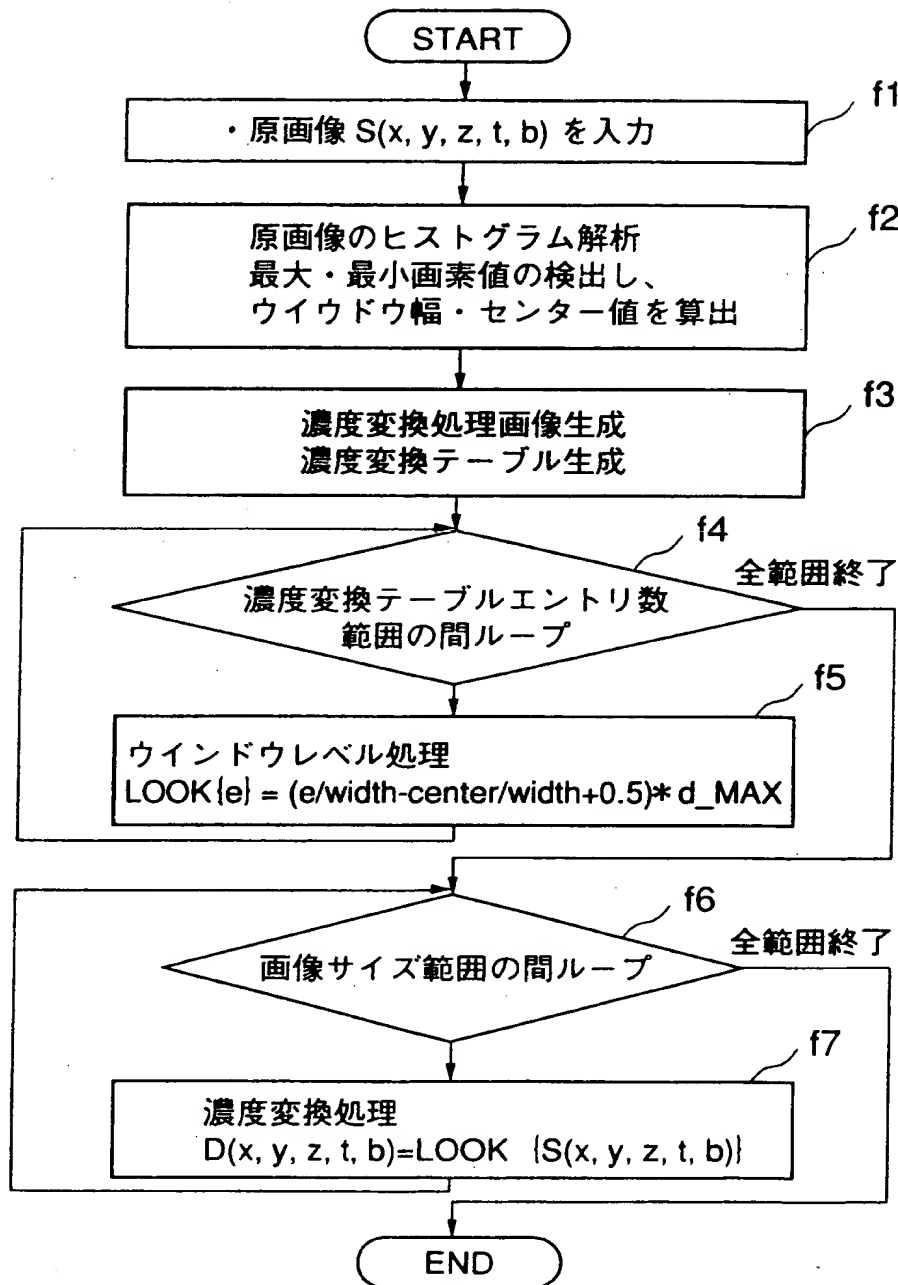
【図 1 3】



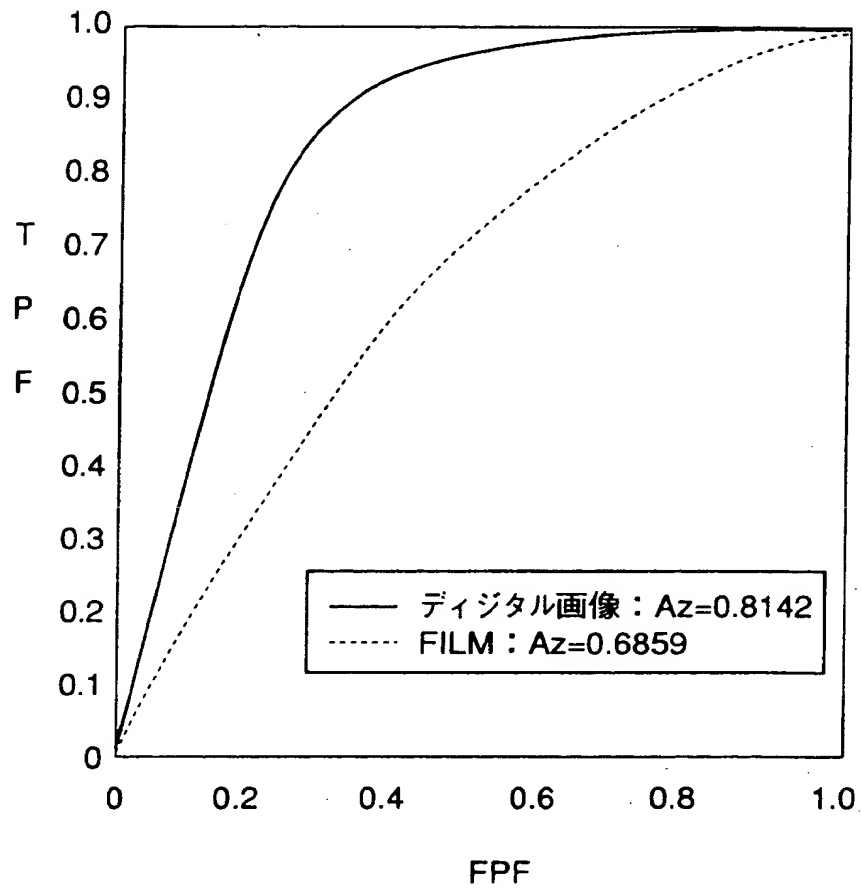
【図 14】



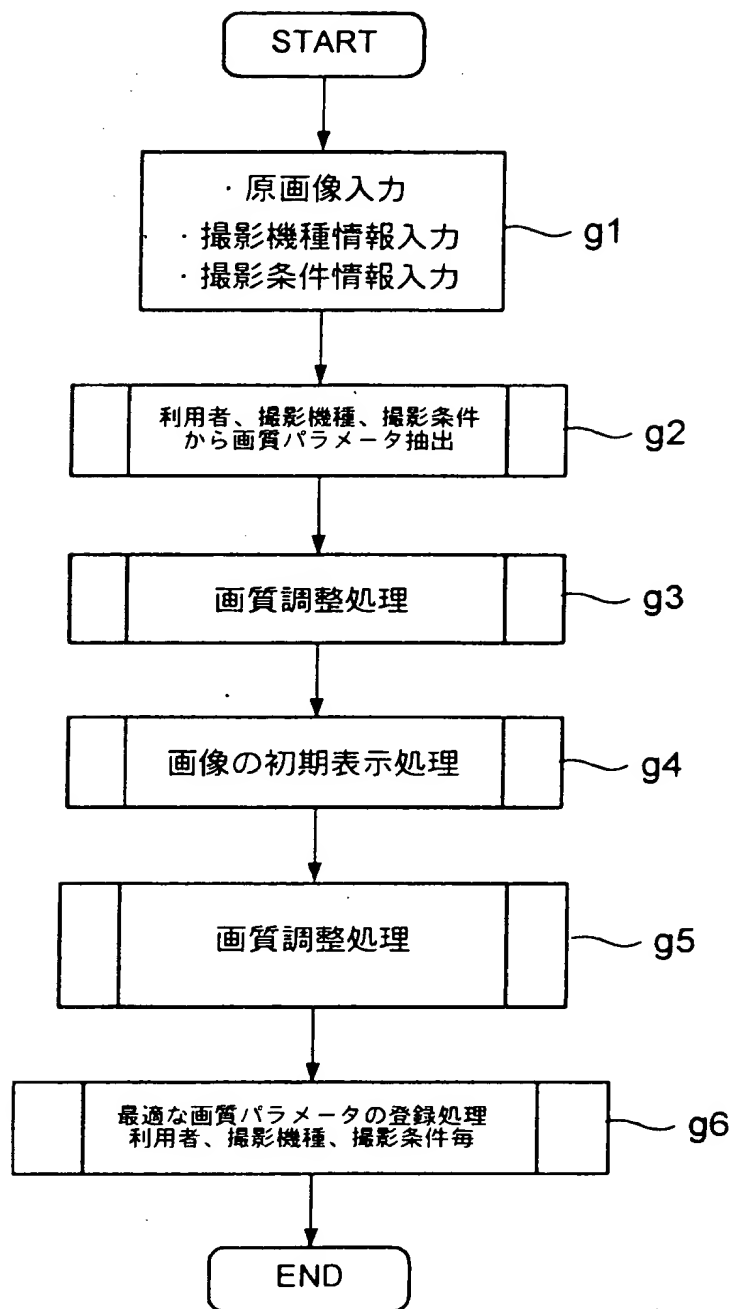
【図 15】



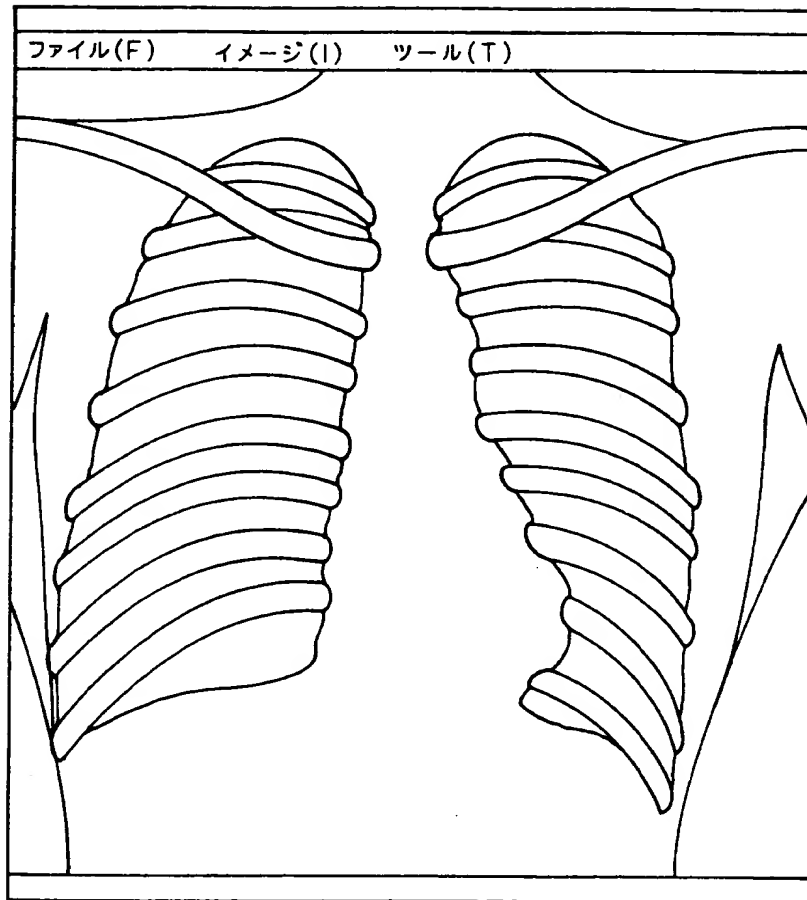
【図 1 6】



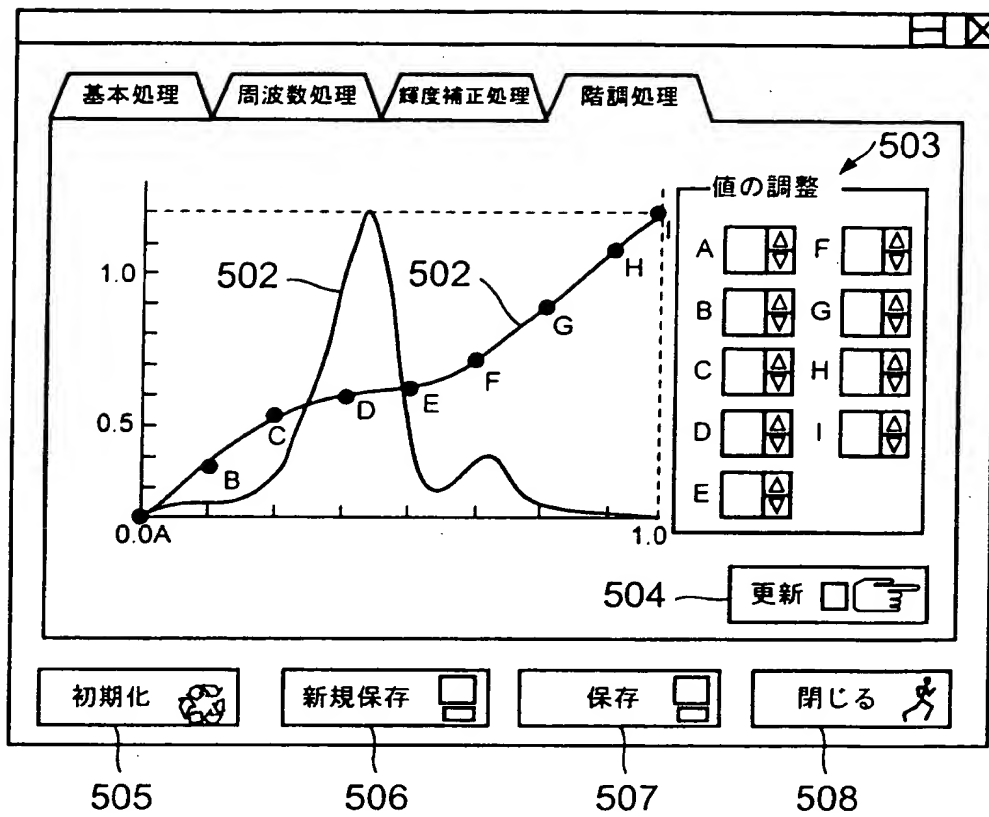
【図 1 7】



【図 1 8】



【図 19】



【図 20】

輝度補正処理

511 512

パラメータ

輝度補正強調係数 (0.0~10.0)

マスクサイズ (3~127)

タイプ

タイプ1

更新

514

【図 2 1】

周波数処理

パラメータ

画像強調係数
(-10.0~10.0)

マスクサイズ
(3~127)

画像強調
タイプ

タイプ1

Lower:

Upper:

523

524

更新 ☐

【図 2 2】

基本処理

撮影条件

撮影区分:

部位:

体位/方向:

方法:

パラメータ

画質:

533

削除 ☐

534

更新 ☐

【図 23】

541
542

マスク形状: 矩形 ▾

マスクレベル: 100% ▴ ▾

マスクサイズX: ▴ ▾

マスクサイズY: ▴ ▾

倍率: 100 ▴ ▾

同期連動: ON ▾

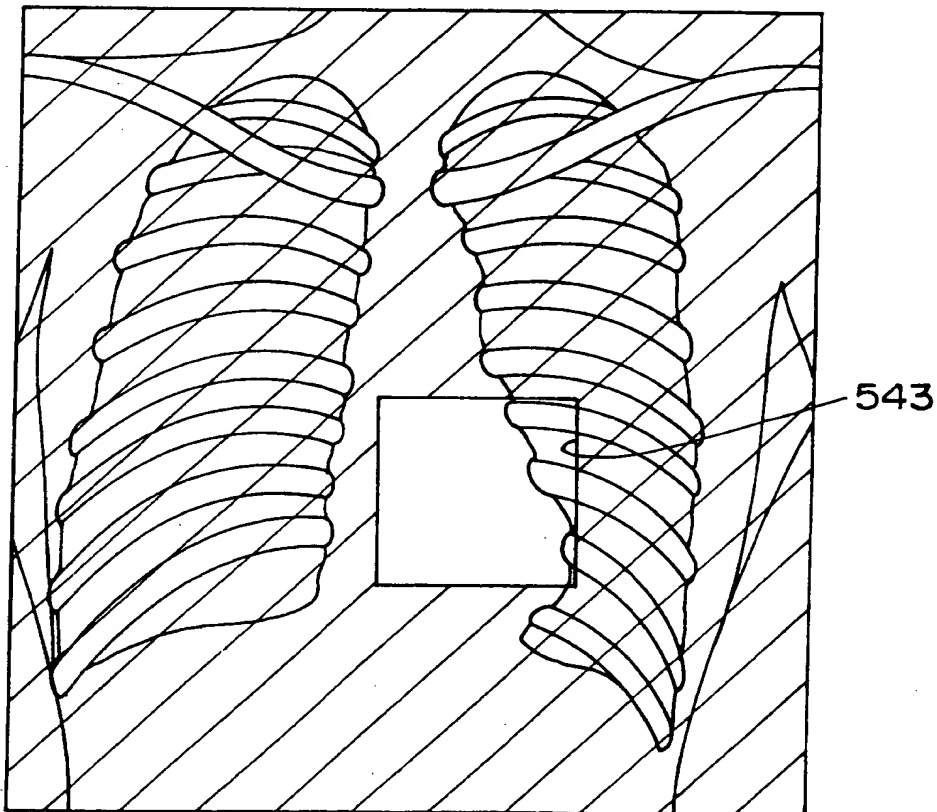
パラメータ

画質: 縦隔オプション ▾

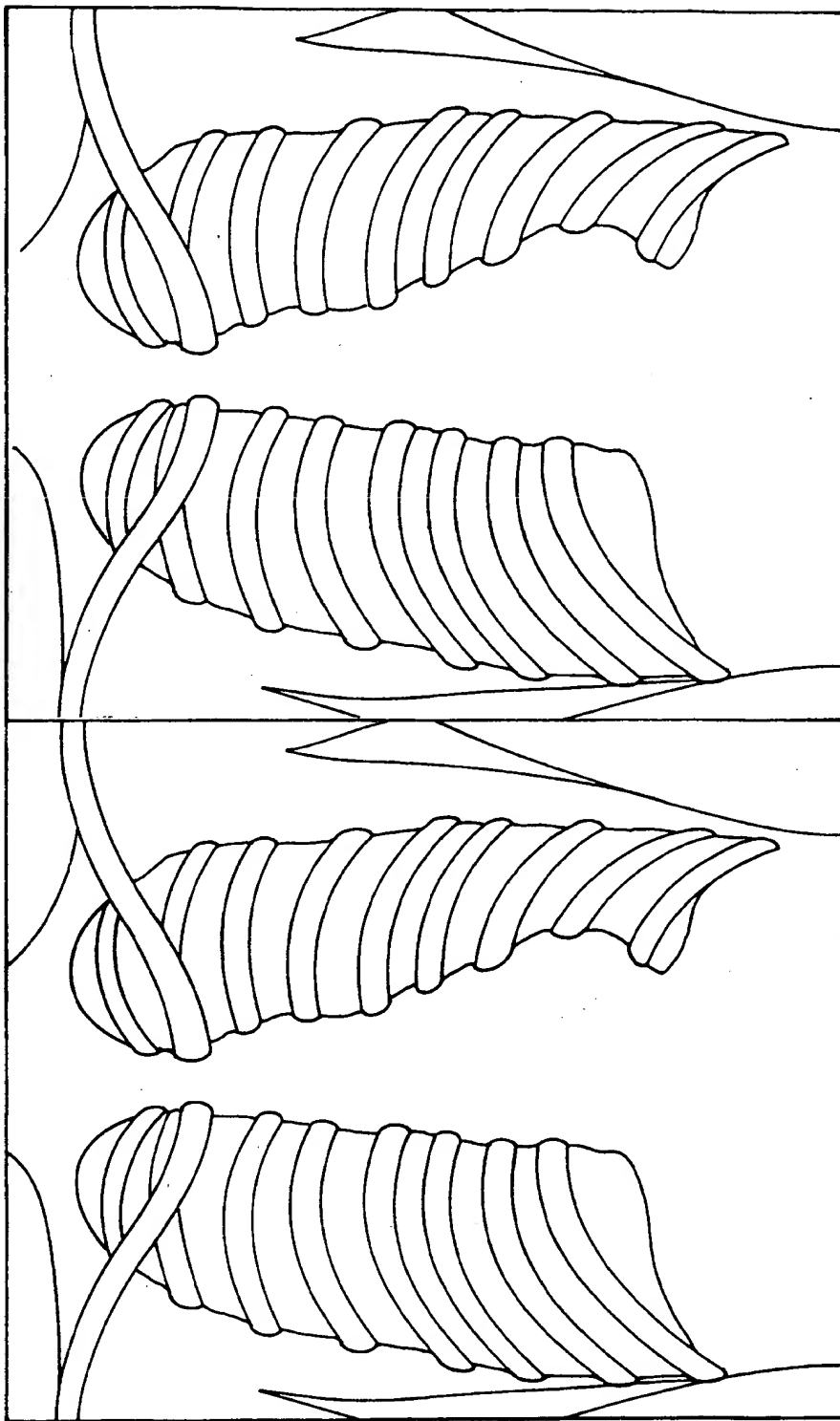
画質適要: ON ▾

自動認識適用: ON ▾

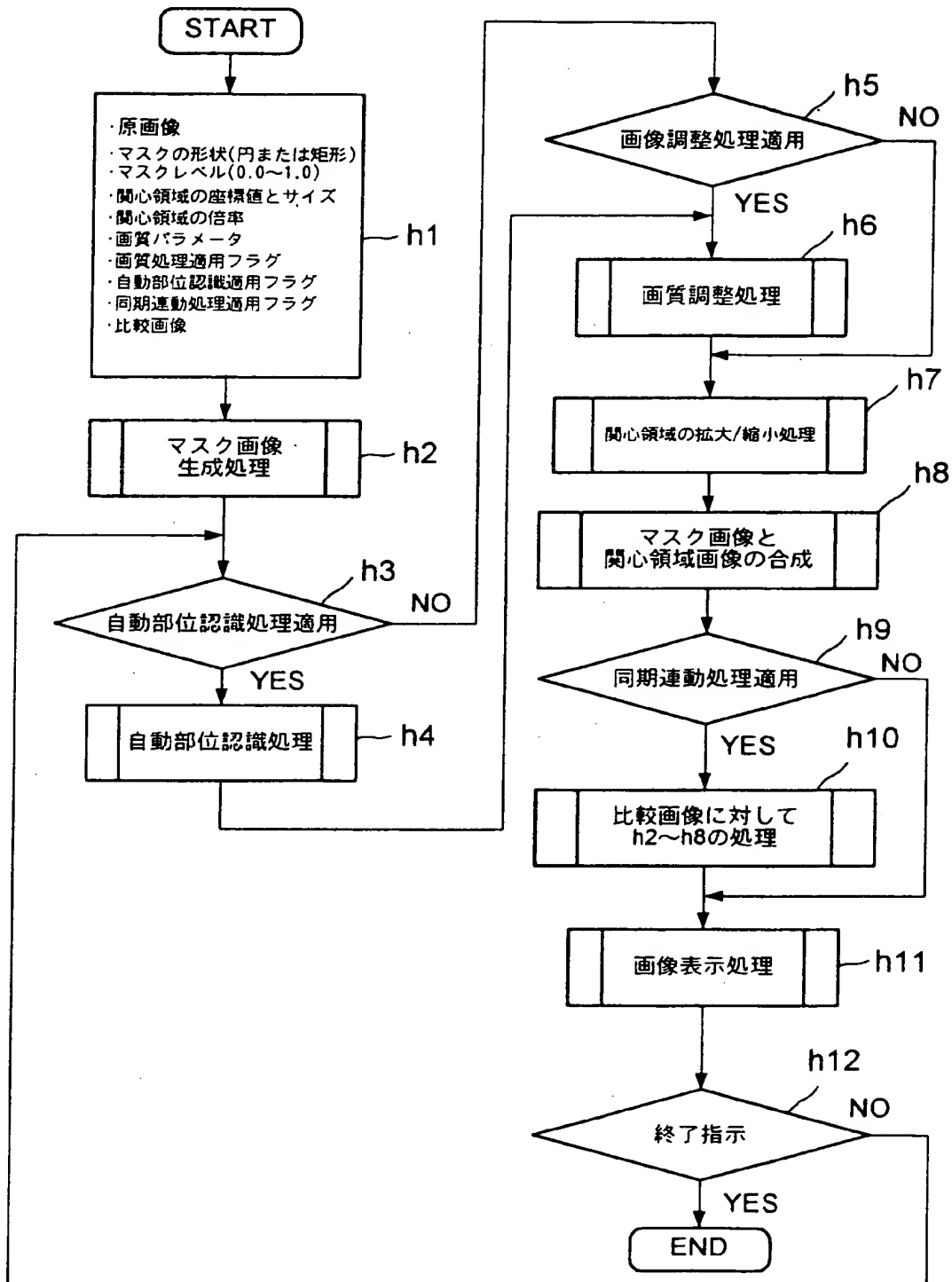
【図 24】



【図 25】



【図 26】



【図 2 7】

551

スキャン方向: 垂直 ▾

マウスキャプチャ: ON ▴ ▾

スキャンサイズX: ▴ ▾

スキャンサイズY: ▴ ▾

倍率: 100 ▴ ▾

同期連動: ON ▾

552

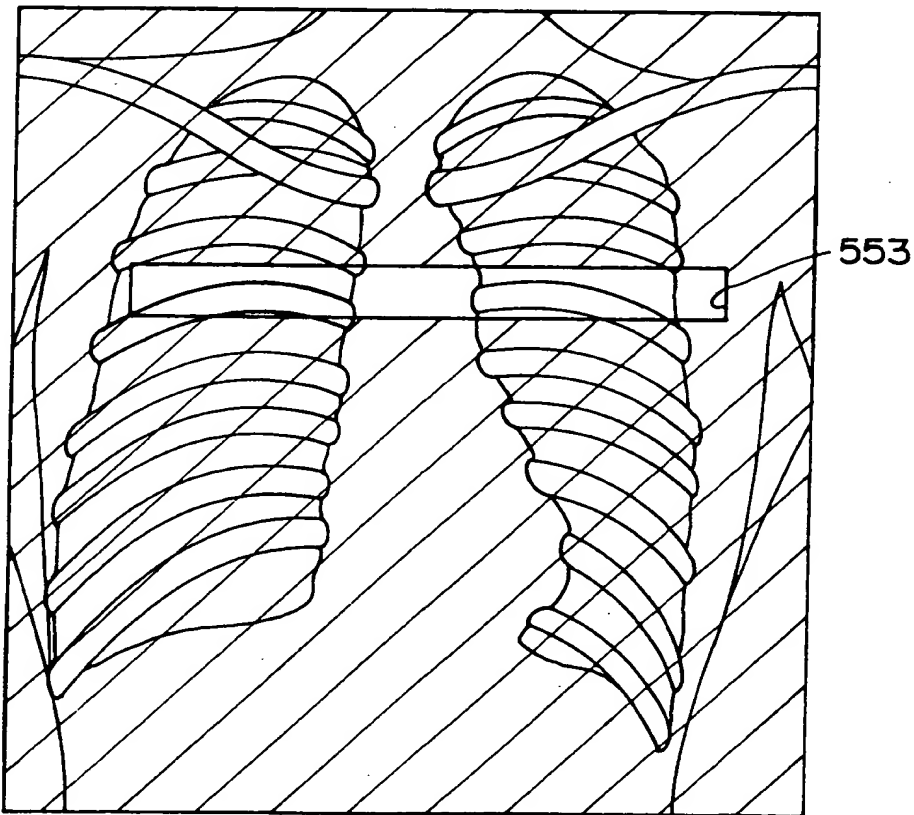
パラメータ

画質: 縦隔オプション ▾

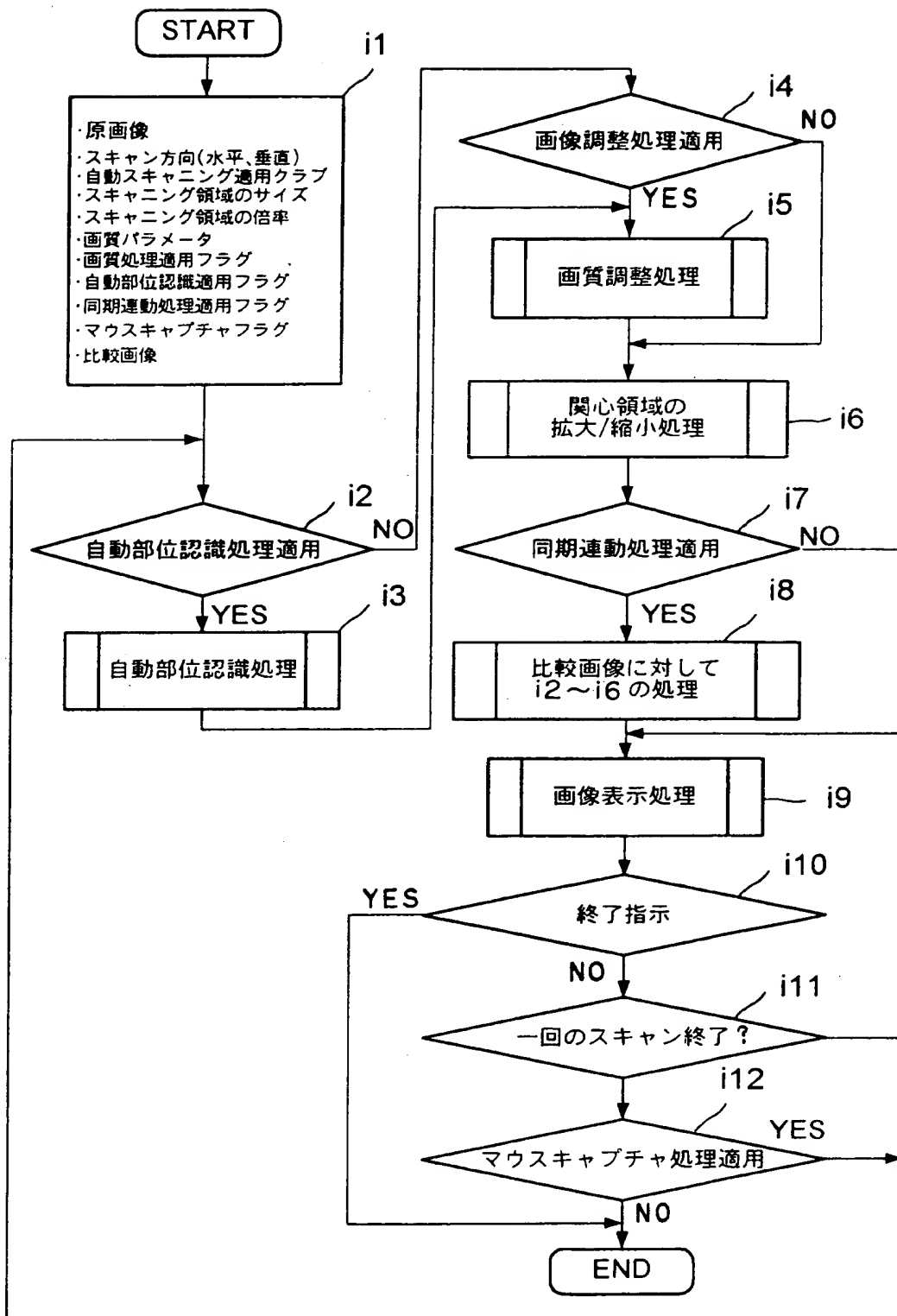
画質適要: ON ▾

自動認識適用: ON ▾

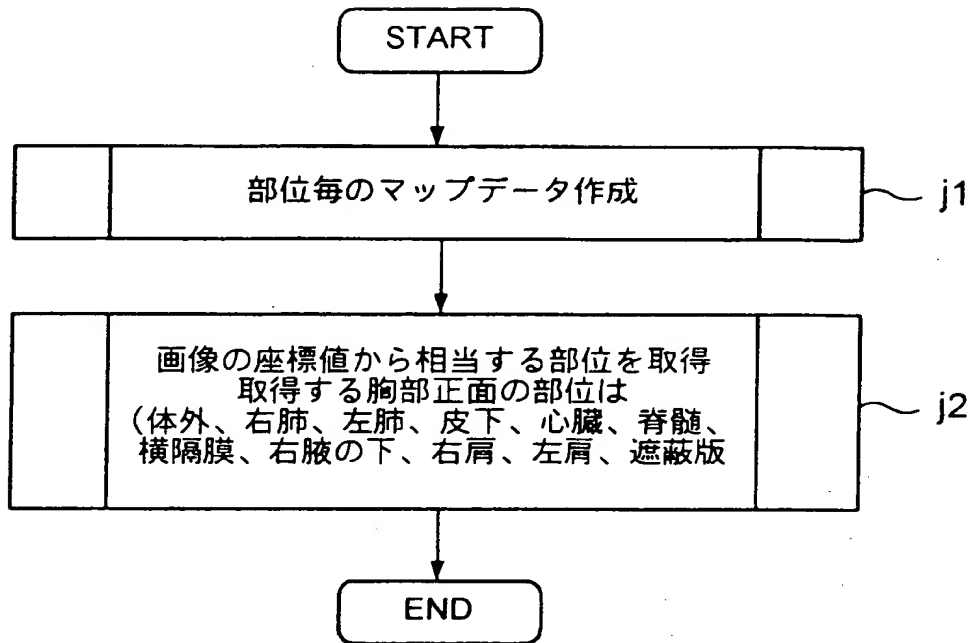
【図 2 8】



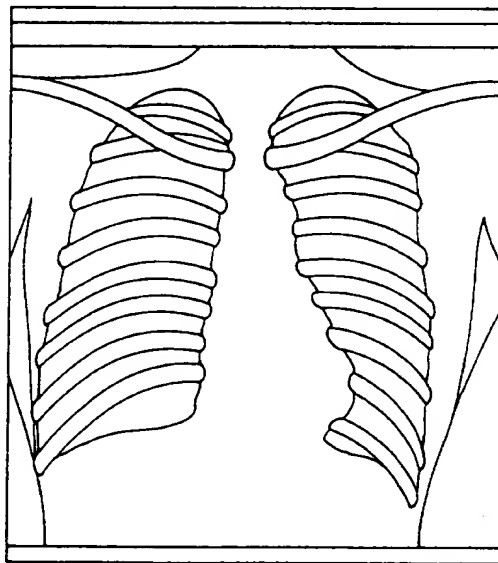
【図 29】



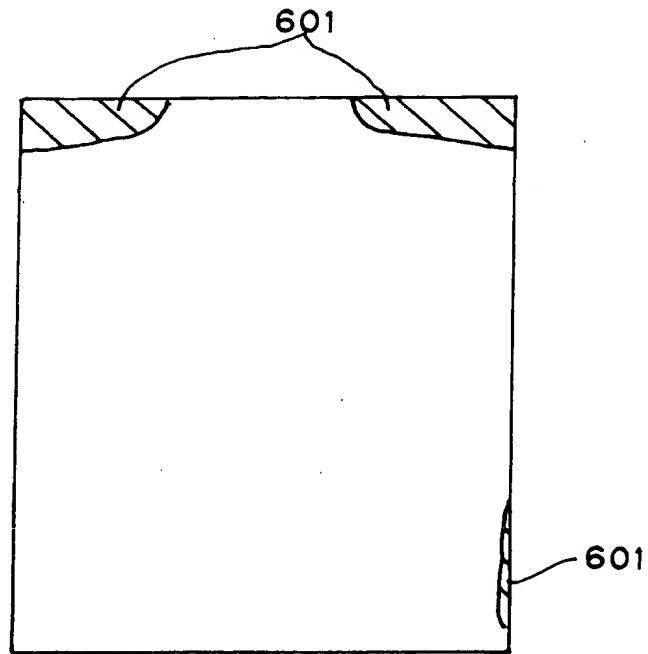
【図 3 0】



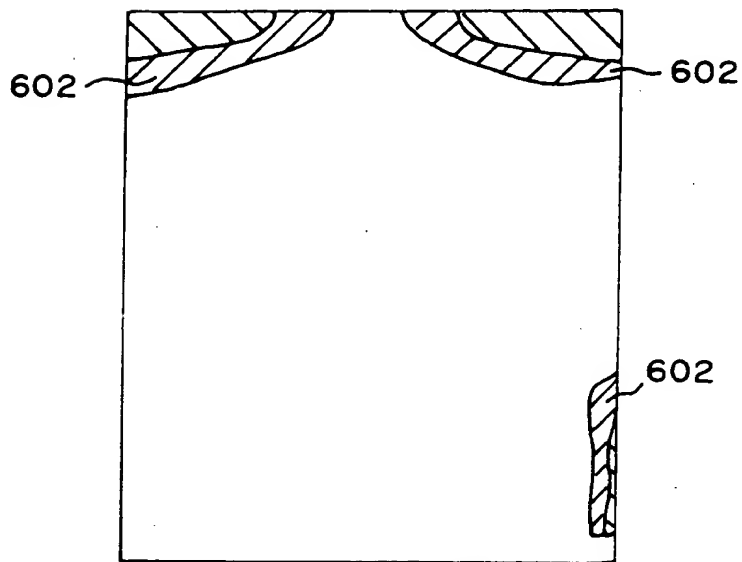
【図 3 1】



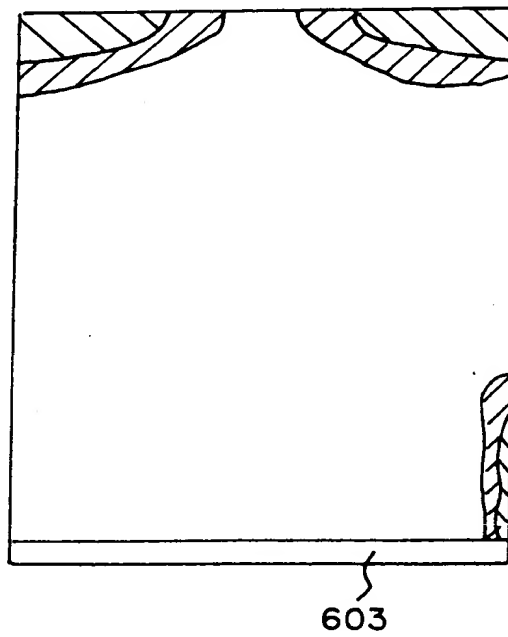
【図 3 2】



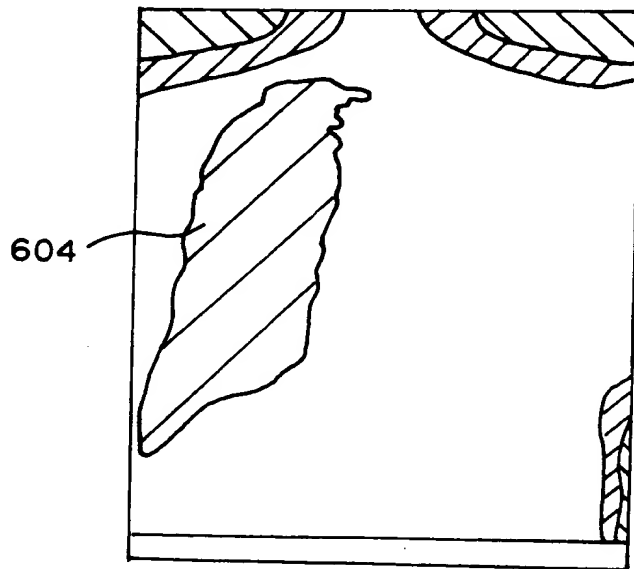
【図 3 3】



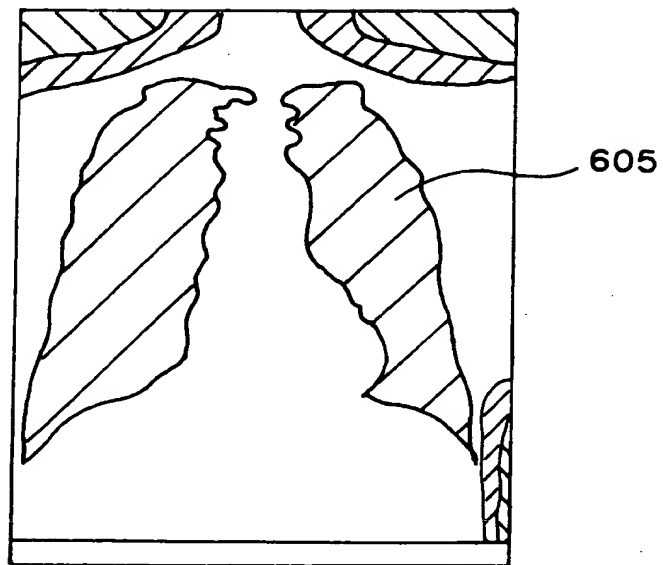
【図 3 4】



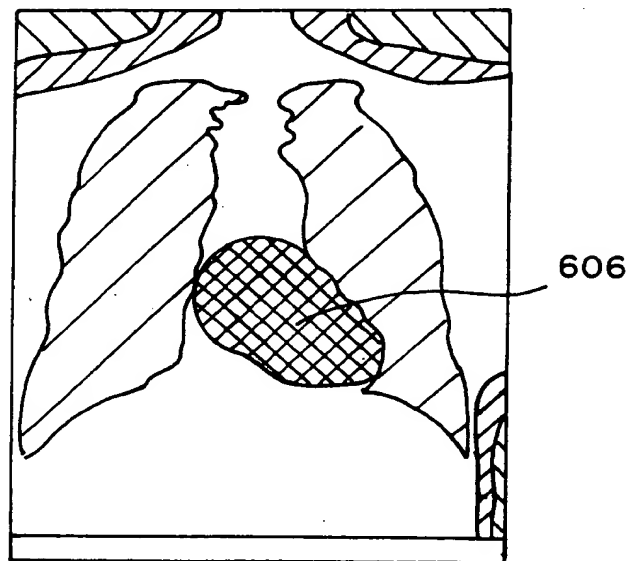
【図 3 5】



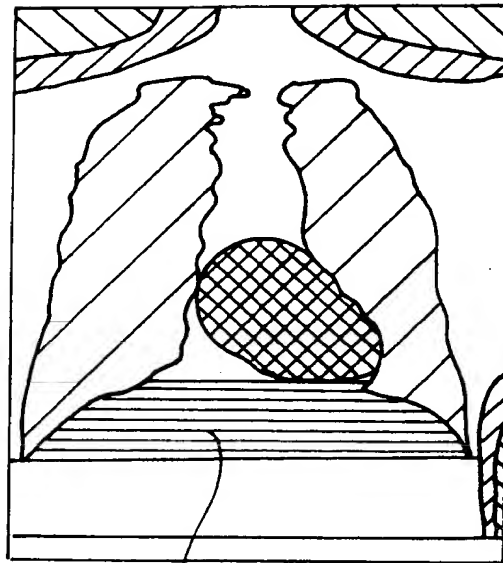
【図 36】



【図 37】

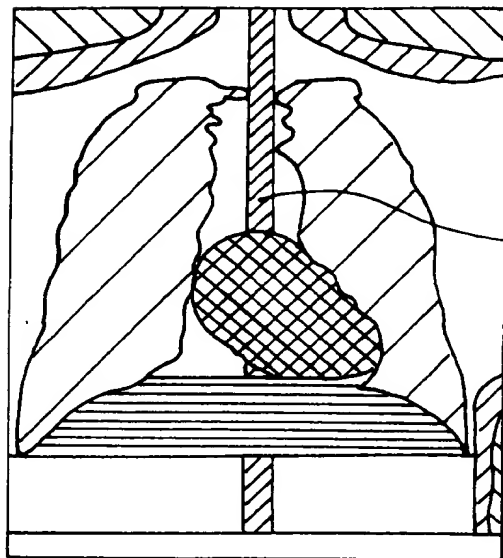


【図 38】



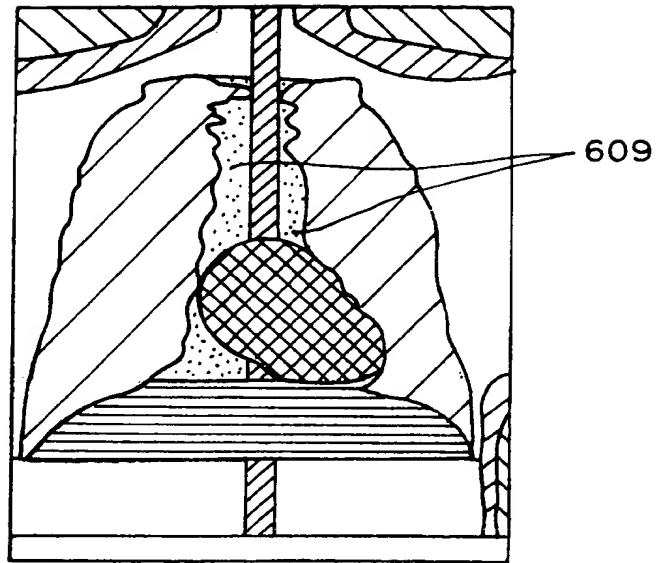
607

【図 39】

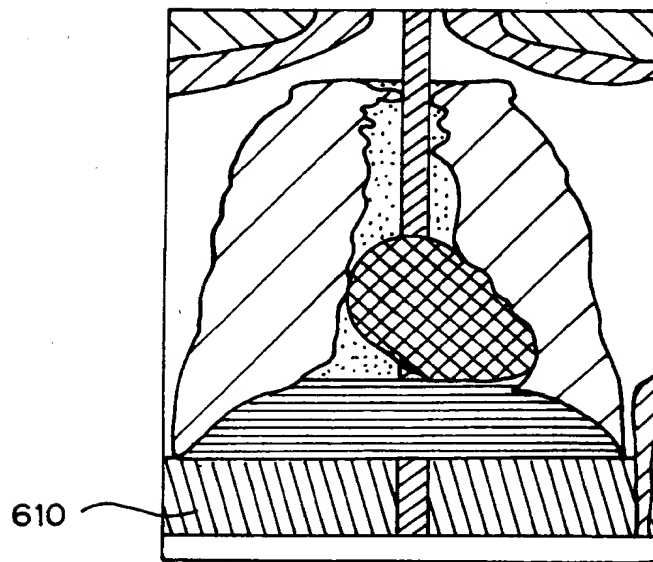


608

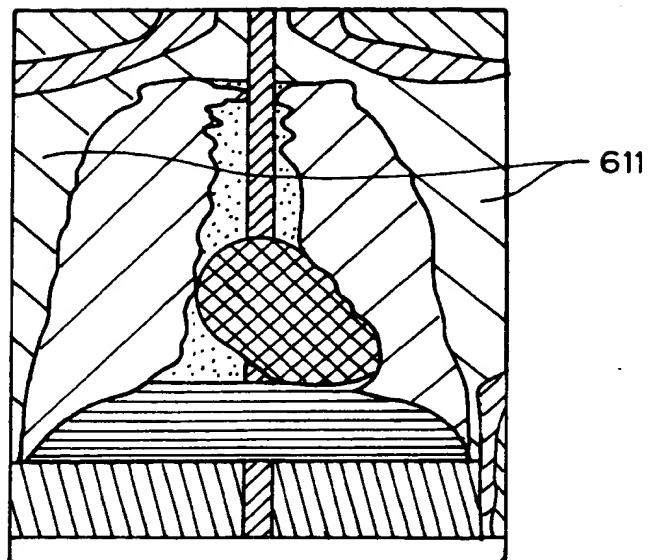
【図 40】



【図 41】



【図42】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】本発明は、医療分野においてデジタルデータで表わされる医用画像を画像処理する画像処理装置等に関し、様々な医用画像について適切な画像処理を行なう。

【解決手段】画像処理条件記憶部 2 1 8 に撮影条件に応じた画像処理条件を記憶しておき、画像処理部 2 1 2 では、医用画像に、その医用画像を得たときの撮影条件に対応する画像処理条件に基づいて画像処理を施す。

【選択図】 図 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005223]

1. 変更年月日	1996年 3月26日
[変更理由]	住所変更
住 所	神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号
氏 名	富士通株式会社